

Kattokamera-avusteisen potilasasettelun,
paikannuskuvien ja keskityksen vaikutus
potilasannokseen tietokonetomografiassa

Pro Gradu
Turun yliopisto
Fysiikka
2026
LuK Niko Plit
Tarkastajat:
FL Heli Larjava
Dos. Matti Murtomaa

Turun yliopiston laatujaarjestelmän mukaisesti tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck-järjestelmällä

Plit, Niko Kattokamera-avusteisen potilasasettelun, paikannuskuvien ja keskityksen vaikutus potilasannokseen tietokonetomografiassa

Pro Gradu, 58 s.

Fysiikka

Toukokuu 2026

Tietokonetomografia (TT) on nykyaikaisessa lääketieteessä laajasti käytetty kuvantamismenetelmä, jonka nopeus ja diagnostinen tarkkuus on ylivoimainen kliinisessä tutkimuksessa. Tutkimuksiin liittyy kuitenkin useimpiin muihin tutkimusmenetelmiin verrattuna korkea ionisoiva säteily, minkä takia potilasannoksen optimointi on keskeinen osa turvallista kuvantamistoimintaa. Aikaisemmat tutkimukset ovat osoittaneet potilaan asettelun tarkkuudella ja paikannuskuvien (*engl.* localizer) suunnalla olevan merkittävä vaikutus automaattiseen röntgenputken kuvausvirran modulointiin (*engl.* automatic tube current modulation, ATCM), mikä puolestaan vaikuttaa suoraan potilasannokseen.

Tämän opinnäytetyön tavoitteena oli vertailla kattavasti eri laitevalmistajien tietokonetomografialaitteiden eroja potilaan asettelun tarkkuuden ja kuvausvirtaa ohjaavan putkivirran modulaatioon käytettävän paikannuskuvan suunnan vaikutuksesta kuvauksissa käytettävään säteilyannokseen. Lisäksi työssä tutkittiin automaattisen asettelun suorittavan kattokameran ja hoitajan manuaalisen asettelun välisiä eroja potilasannokseen.

Tutkimus toteutettiin fantomitutkimuksena yhteensä kolmen eri laitevalmistajan (GE HealthCare, Siemens Healthineers ja Canon Medical Systems) TT-laitteilla, ja yhteensä kuudella eri laitemallilla. TT-laitteilta saatu numeerinen aineisto kerättiin käyttämällä GE HealthCaren valmistamaa DoseWatch-ohjelmistoa.

Tulokset osoittivat virheellisellä keskityksellä ja paikannuskuvan suunnalla olevan selkeä vaikutus potilasannokseen TT-laitteen mallista tai valmistajasta riippumatta. Eri laitemallien välillä havaittiin olevan jopa lähes nelinkertainen ero potilasannoksessa käytettäessä samaa kuvausprotokollaa. Käytettäessä posterio-anterior-suuntaista (PA) paikannuskuvaa havaittiin jopa 118 % annoksen nousu verrattuna lateraali-suuntaisen (LAT) paikannuskuvan käyttöön. Kattokamera-asettelulla havaittiin lähes jokaisessa tapauksessa potilasannoksen nousua verrattuna hoitajan tekemään manuaaliseen asetteluun.

Asiasanat: tietokonetomografia, annsoptimointi, potilaan asettelu, kattokamera

Keskeiset lyhenteet ja termit

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
AI	Artificial Intelligence, tekoäly
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
AP	anterior-posterior
ATCM	Automatic Tube Current Modulation, automaattinen röntgenputken virtamodulaatio
BP	Backprojection, takaisinprojisointi
CNN	Convolutional Neural Network, konvoluutiohermoverkko
CSF	cerebrospinal fluid, aivo-selkäydinneste
CT, TT	Computed Tomography, tietokonetomografia
CTDI	Computed Tomography Dose Index
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DLP	Dose Length Product, annoksen ja kuvausalueen pituuden tulo
DNA	Deoxyribonucleic acid, deoksiribonukleiinihappo
DRL	Diagnostic Reference Level, diagnostinen vertailutaso
ED	Effective Dose, efektiivinen annos
FBP	Filtered Backprojection, suodatettu takaisinprojisointi
FOV	Field of View, näkökenttä
HVL	Half Value Layer, puoliintumispaksuus

IR	Iterative Reconstruction, iteratiivinen rekonstruktio
KH	keskihajonta
LAT	Lateral, lateraali
MDCT	Multidetector Array Computer Tomography, monirividetektori tietokonetomografia
NI	Noise Index, kohinan määrä
ODM	Organ Dose Modulation, säteilyherkän elimen annosta säästävä automaattinen röntgenputken virran modulaatio
PA	posterior-anterior
PACS	Picture Archiving and Communication System
PMMA	Polymethyl Methacrylate, polymetyylimetakrylaatti
ROI	Region of Interest, tarkastelualue
RPM	Rotations per Minute, kierrosta minuutissa
SSD	Solid-state Detector, puolijohdedetektori
SSDE	Size-specific Dose Estimate
STP	Standard Temperature and Pressure, standardilämpötila ja -paine
TKS	Turun kirurginen sairaala
Tyks	Turun yliopistollinen keskussairaala
Uki	Vakka-Suomen sairaala, Uusikaupunki
Varha	Varsinais-Suomen hyvinvointialue

Sisällys

Keskeiset lyhenteet ja termit	iii
Johdanto	1
1 Tietokonetomografia lääketieteessä	3
1.1 Röntgensäteily	3
1.1.1 Röntgensäteilyn tuottaminen	6
1.1.2 Röntgensäteilyn suodatus	8
1.1.3 Röntgensäteilyn biologiset riskit	10
1.2 Tietokonetomografialaitteisto	12
1.2.1 Gantry ja sen geometria	12
1.2.2 Röntgenputki ja detektori	12
1.3 Tietokonetomografian kuvantamisprosessi	14
1.3.1 Potilaan asettelu	14
1.3.2 Paikannuskuva	16
1.3.3 Aksiaali- ja helikaalikuvantaminen	16
1.3.4 Virtamodulaatio	18
1.3.5 Kuvausparametrit	18
1.4 Kuvan muodostaminen	19
1.4.1 Röntgensäteilyn vaimeneminen ja Hounsfield-yksiköt	19
1.4.2 Kuvan rekonstruktio	21
2 Säteilyannos ja sen mittarit	23
2.1 Fysikaalinen perusta	23
2.2 Säteilyannos TT-kuvantamisessa	23
2.2.1 TT-annosindeksit	23
2.2.2 Annoksen ja kuvausalueen pituuden tulo	25

2.2.3	Efektiivinen annos	25
2.2.4	Kokoon perustuva annosarvio	26
3	Tutkimusmenetelmät	27
3.1	Käytetyt laitteet ja valmistajat	27
3.2	Käytetyt fantomit	28
3.2.1	CIRS Model 662	28
3.2.2	Kyoto Kagaku PBU-60	28
3.3	Kuvausprotokolla	29
3.4	Kuvantamisjärjestelyt	30
3.5	Datan käsittely	34
4	Tulokset	35
4.1	Keskityksen ja paikannuskuvan vaikutus annokseen	35
4.2	Kattokamera-avusteisen asettelun vaikutus annokseen	39
4.3	Kumulatiivinen virta	45
4.4	Kuvanlaatu	45
5	Pohdinta	47
5.1	Potilaskeskitys ja paikannuskuvat	47
5.2	Kattokamera-avusteinen potilasasettelu	50
5.3	Laitevalmistajat ja -mallit	51
5.4	Tulosten poikkeamat	51
5.5	Jatkotutkimusmahdollisuudet	52
6	Yhteenveto	53
	Kiitokset	54
	Tekoälyn käyttö tutkielmassa	55

Johdanto

Tietokonetomografia (TT) on yksi keskeisimmistä kuvantamismenetelmistä nykyaikaisessa lääketieteessä, ja sen käyttö on jatkuvassa kasvussa. TT-kuvantamisella potilaasta saadaan tarkkoja poikkileikkauskuvia, jotka tukevat diagnostiikkaa, hoidon suunnittelua ja seuranta. Kuvantamismenetelmän suosio perustuu sen nopeuteen, hyvään saatavuuteen ja korkeaan diagnostiseen tarkkuuteen. Menetelmä perustuu potilaan ionisoivalle säteilylle altistumiselle, minkä takia potilaan säteilyaltistuksen optimointi on hyvinkin keskeinen aihe TT-kuvantamisessa. [1, 2]

Säteilysuojelun keskeisin periaate on säteilyaltistuksen pitäminen mahdollisimman pienenä eli niin sanottu ALARA-periaate (As Low As Reasonably Achievable). Periaatetta voidaan soveltaa myös säteilyä hyödyntävässä lääketieteellisessä kuvantamisessa, missä tulee ottaa huomioon myös tuotetun kuvan diagnostinen merkitys. Potilaalle aiheutuvan altistuksen optimointi alkaa jo lääkärin läheteestä ja jatkuu esimerkiksi tutkimuksen parametrien valinnalla. Ensimmäisen kerran vuonna 1981 esitetyllä automaattisella röntgenputken virran modulaatiolla (*engl.* automatic tube current modulation, ATCM) on ollut merkittävä rooli potilaan säteilyannoksen optimoinnissa. [3]

ATCM:n toiminta on vahvasti riippuvainen ennen kuvausta otetuista paikannuskuvista (*engl.* localizer). Mikäli paikannuskuvat eivät vastaa potilasta todenmukaisesti, ATCM:n toiminta vääristyy. ATCM:n vääränlainen toiminta voi tarpeettomasti kasvattaa potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta. Paikannuskuvien tarkkuuteen vaikuttaa niiden suunta sekä potilaan keskittäminen isosentriin. Aikaisempien tutkimusten mukaan, jo muutaman senttimetrin keskitysvirhe voi vaikuttaa merkittävästi potilasannokseen [4–6]. Potilaan asettelu on röntgenhoitajan vastuulla, mutta uudempana teknologiana markkinoille on tullut kattokamerajärjestelmiä, jotka asettelevat potilaan automaattisesti oikealle korkeudelle helpottaen hoitajan työtä.

Aiemmat tutkimukset ovat tarkastelleet potilaan asettelun tarkkuuden ja paikan-

nuskuvan suunnan vaikutusta potilasannokseen yksittäisten laitemallien yhteydessä. Laitevalmistajien ja laitemallien välillä on kuitenkin eroja, joiden vaikutusta ei ole tutkittu kattavasti. Lisäksi kattokamerajärjestelmän käytöstä potilaan asettelun apuna on hyvin vähän empiiristä tutkimustietoa. Tutkimuksessa tarkasteltavien laitevalmistajien ja laitemallien määrä on poikkeuksellisen suuri, mikä tekee aineistosta laajuudeltaan merkittävän. Suurin osa olemassa olevasta tutkimusdatasta keskittyy pääasiassa GE HealthCaren tai Siemensin valmistamiin laitteisiin, eikä esimerkiksi Canon Medical Systemsin valmistamista laitteista löydy juurikaan tieteellistä dataa.

Tämän opinnäytetyön tarkoitus on tehdä kattava, monen laitevalmistajan ja laitemallin vertaileva tutkimus potilaan asettelun tarkkuuden ja paikannuskuvien vaikutuksista potilaan säteilyannokseen. Lisäksi tarkoituksena on tarkastella eroja kattokameran ja hoitajan välisestä potilaan asettelusta, ja sen vaikutuksesta potilasannokseen. Tutkimuksella on tarkoitus tuottaa laaja-alaista ja kliinisesti hyödynnettävää tutkimustietoa potilaan asettelun, paikannuskuvien suunnan ja kattokameraavusteisen keskityksen vaikutuksista potilasannokseen eri laitevalmistajien ja laitemallien välillä. Tutkimus tuottaa merkittävää tietoa erityisesti sellaisista TT-laitteista, joiden osalta potilasasetteluun ja annosoptimointiin liittyvää tutkimustietoa on tällä hetkellä vähän saatavilla. Näin tutkimus auttaa laajentamaan nykyistä ymmärrystä laitevalmistajien välisten erojen vaikutuksesta potilasannokseen. Opinnäytteen kokeelliset mittaukset suoritettiin osana Varsinais-Suomen hyvinvointialueen (Varha) sairaaloiden vuosittaisia laatumittauksia. Mittaukset toteutettiin fantomimittauksina, eikä tutkimuksessa käsitelty oikeaa potilasdataa.

1 Tietokonetomografia lääketieteessä

Tietokonetomografiakuvantaminen (*engl.* computed tomography imaging) on yksi lääketieteellisen kuvantamisen käytetyimmistä menetelmistä. Menetelmässä hyödynnetään röntgensäteilyn vaimenemista (*engl.* attenuation) kudoksissa. Röntgensäteilyn vaimenemisen ja vaativan tietokonelaskennan avulla voidaan muodostaa poikkeileikkauskuvia potilaan kehosta halutulta alueelta. Tietokonetomografiakuvantamista käytetään laajasti esimerkiksi sairauksien diagnostiikassa, vammojen arvioinnissa sekä hoidon suunnittelussa ja seurannassa. [1]

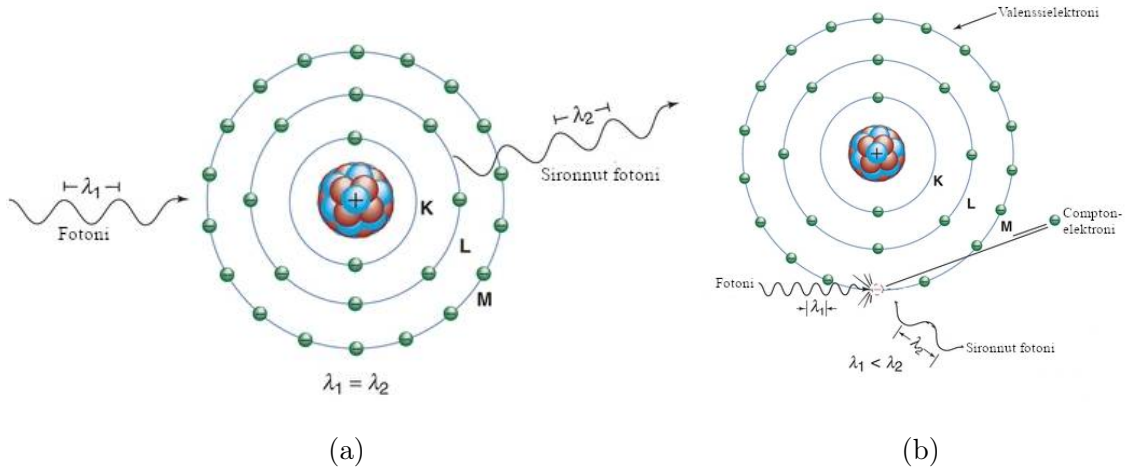
1.1 Röntgensäteily

Röntgensäteily on ionisoivaa sähkömagneettista säteilyä, eli sillä on riittävästi energiaa irrottaa atomeista elektroneja. Röntgensäteilyä luonnehditaan yleensä sen kvanttien eli fotonien energian perusteella. Fotonin energia on yleisesti

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}, \quad (1)$$

missä h on Planckin vakio, ν on säteilyn värähtelytaajuus, c on valon nopeus ja λ on säteilyn aallonpituus. Kliinisissä TT-tutkimuksissa käytetään röntgensäteilyä, jonka fotonien energia on tyypillisesti välillä 80–140 keV.

Röntgenfotoni vuorovaikuttaa atomin kanssa pääasiassa kolmella tavalla: Rayleigh- ja Compton-sironnan sekä valosähköisen ilmiön kautta. Kuvassa 1 on esitetty kaa-
viokuvat Rayleigh- ja Compton-sironnan mekanismeista. Röntgenfotonien vuorovai-
kutukset atomien kanssa aiheuttaa röntgensäteiden intensiteetin vaimenemisen. Monoe-
nergeettisen röntgensäteilyn vaimentumista erittäin ohuen Δx paksuisen materiaa-
lin läpi kuvaava suure on lineaarinen vaimennuskerroin μ (*engl.* linear attenuation
coefficient)



Kuva 1: (a) Kaaviokuva Rayleigh-siirnnasta. Saapuvan ja siirnnen fotonin aallonpituudet ovat samat eli energia säilyy. (b) Kaaviokuva Compton-siirnnasta. Saapuva fotoni irrottaa valenssielektronin (Compton-elektroni), ja samalla syntyy siirnnut fotoni, jonka energia on pienempi kuin saapuvan fotonin. Kuvaa on muokattu lähteestä [7].

$$\mu = \frac{I}{I_0 \Delta x}, \quad (2)$$

missä I on säteilyn intensiteetti kohteen jälkeen ja I_0 on säteilyn intensiteetti alussa [7]. Yhtälö 2 ei päde lineaarisesti kasvavalle paksuudelle, vaan tällöin säteilyn intensiteetti I noudattaa Beer–Lambertin lakia

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (3)$$

missä x on materiaalin paksuus [8]. TT-kuvantamisessa röntgenfotonit kulkevat potilaan läpi vuorovaikuttaen atomien kanssa pääasiassa Compton-siirnnalla. Tämä johtaa fotonien siroamiseen sekä absorboitumiseen kudokseen, mikä puolestaan johtaa röntgensäteilyn intensiteetin pienentymiseen yhtälön 3 mukaan. TT-laitteen detektorit havaitsevat röntgensäteilyn intensiteetin pienentymisen verrattaessa röntgenputkesta lähtevän säteilyn intensiteettiin. Kun kudosten lineaariset vaimennuskerto-

Taulukko I: Eräiden elimistön kudosten ja aineiden lineaariset vaimennuskertoimet 60 keV:n röntgensäteilyllä, mukaan lukien aivo-selkäydinneste (CSF, *engl.* cerebrospinal fluid) [8].

Kudos	μ (cm ⁻¹)
Luu	0,528
Veri	0,208
Harmaa aine	0,212
Valkea aine	0,213
CSF	0,207
Vesi	0,206
Rasva	0,185
Ilma	0,0004

met tiedetään, voidaan laskennallisesti päätellä, minkä kudostyyppien läpi röntgensäteily on kulkenut. Taulukossa I on esitetty eräiden kudosten vaimennuskertoimia käytettäessä 60 keV röntgensäteilyä.

Taulukko II: Tyypillisesti käytettyjen röntgenputken anodimateriaalien elektronikuorien sidosenergiat. Siirryttäessä atomin ytimeistä ulommille kuorille sidosenergia pienenee huomattavasti. [9]

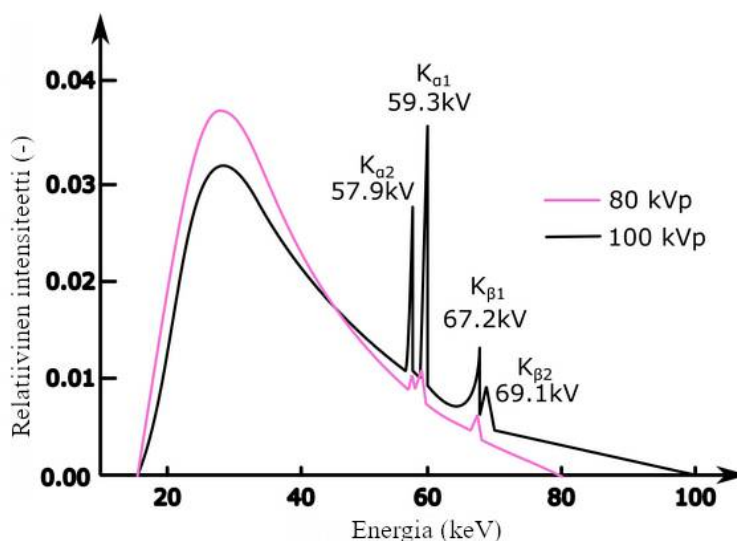
Kuori	Volframi (keV)	Molybdeeni (keV)
K	69,5	20
L	12,1/11,5/10,2	2,87/2,63/2,52
M	2,82/2,58/2,28/1,87/1,81	0,506/0,412/0,394/0,231/0,228

1.1.1 Röntgensäteilyn tuottaminen

Röntgensäteilyä havaitaan, kun nopeasti liikkuvat elektronit hidastuvat erittäin lyhyessä ajassa. Energian säilymislain mukaan energia ei voi kadota, joten elektronien menettämä kineettinen energia emittoituu korkeaenergisinä fotoneina eli röntgenfotoneina. Elektronit tuotetaan termoionisen emission avulla negatiiviselta katodilta, eli katodifilamenttia lämmitetään, jolloin filamentin pinnan atomeista vapautuu ulompien kuorien elektroneja. Katodin ja anodin välillä on voimakas potentiaaliero, joka synnyttää sähkökentän kohti positiivista anodia. Elektronit kiihtyvät sähkökentässä ja saavuttavat sähkökentän määräämän maksimaalisen liike-energian E_{kin}

$$E_{kin} = eU, \quad (4)$$

missä e on elektronin alkeisvaraus ja U on potentiaaliero anodin ja katodin välillä. Nopeasti liikkuvat elektronit törmäävät anodin pintaan ja vuorovaikuttavat anodimateriaalin atomien sähkökenttien kanssa. Elektronien nopea hidastuminen anodiatomien sähkökentissä synnyttää jatkuvan energiaspektrin jarrutussäteilyä (*saks.* bremsstrahlung). Jatkuva energiaspektri tarkoittaa, että säteilyn energia voi saada kaikki mahdolliset arvot nollasta alkuperäisen elektronin energiaan. Korkeaenergiset fotonit voivat myös törmätä anodiatomin sisäkuoren elektroneihin ja irrottaa ne kokonaan atomista. Tällöin atomin sisäkuoren elektronivakanssi täyttyy nopeasti ylemmän kuoren elektronilla. Siirtyneen elektronin ja vakanssin sidosenergioiden (*engl.* binding energy) välinen energiaerotus vapautuu sähkömagneettisena säteilyinä. Tätä säteilyä kutsutaan ominaissäteilyksi (*engl.* characteristic radiation), koska sen energia riippuu käytetystä materiaalista. Ominaissäteily aiheuttaa röntgenspektriin terävät intensiteettiipiikit. Ominaissäteily voidaan luokitella sen mukaan, mille atomin kuorelle (K, L, M, N, jne.) elektroni siirtyy. Sen energia pienenee huomattavasti siirryttäessä uloimmille kuorille, joten röntgendiagnostiikan kannalta merkittävin on K-kuoren ominaissäteily. Taulukossa II on esitetty tyypillisesti käytettyjen anodi-

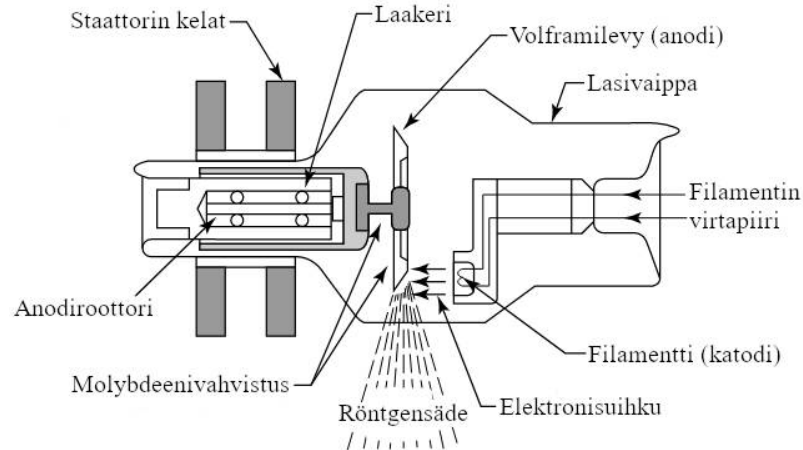


Kuva 2: Volframianodilla tuotetut röntgenspektrit 100 kVp ja 80 kVp putkijännitteillä. Kuvaan on merkitty volframin K_{α} - ja K_{β} -ominaissäteilyn piikit. Eситetty spektri on suodattunut röntgenputken lasivaipan läpi, eikä vastaa TT-kuvauksessa käytettävää lopullista spektriä. Kuvaa muokattu lähteestä [11].

materiaalien elektronikuorien sidosenegiat. Kuvassa 2 on esitetty volframianodista muodostuva emissiospektri kahdella eri jännitearvolla. [7, 8, 10]

Nykyaikaisissa tietokonetomografialaitteissa röntgensäteily tuotetaan röntgenputkessa, jossa on pyörivä anodi. Kuvassa 3 on esitetty tällaisen röntgenputken yksinkertaistettu kaaviokuva. Elektronin törmätessä anodiin yli 99 % energiasta muuttuu lämpöenergiaksi. Anodimateriaali kuumenee hyvin nopeasti, joten tehokas lämmönsiirto on olennainen osa röntgenputken toimintaa. Pyörivä anodi yhdessä jäähdytyksen kanssa auttaa lämpökuorman hallinnassa ja mahdollistaa jatkuvan säteilyn tuottamisen. TT-laitteen röntgengeneraattori huolehtii röntgenputken tarvitsemasta sähkötehosta sekä ohjaa useita kuvantamiseen liittyviä toimintoja, kuten hehkuvirran kytkentää sekä kuvaus- ja läpivalaisulaitteiden toimintaa. [7, 10, 12]

Röntgenputken putkijännitteellä (kV) ja putkivirralla (mA) on huomattava vaikutus potilaan säteilyannokseen ja kuvan laatuun. Putkijännite vaikuttaa röntgen-



Kuva 3: Kaaviokuva nykyaikaisissa TT-laitteissa käytettävästä röntgenputkesta pyörivällä anodilla. Kuvaa muokattu lähteestä [8].

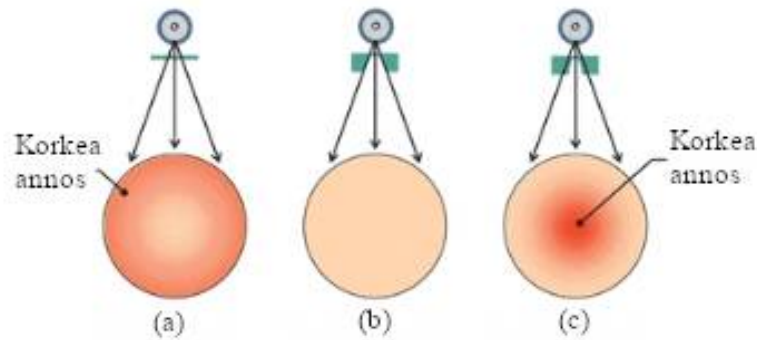
fotonien energiaan siten, että suurempi putkijännite kiihdyttää katodilta lähteviä elektroneja suurempaan nopeuteen yhtälön 1 mukaisesti, jolloin anodilla muodostuvien röntgenfotonien energia on myös suurempi. Putkijännite on neliöllisesti verrannollinen röntgensäteilyn määrään, eli esimerkiksi putkijännitteen kasvattaminen 80 kilovoltista 100 kilovolttiin lisää säteilyn määrää noin 56 %. Putkivirta vaikuttaa röntgenfotonien määrään lineaarisesti eli putkivirran kasvaessa röntgenfotonien määrä lisääntyy. [7]

1.1.2 Röntgensäteilyn suodatus

Diagnostisen röntgensäteilyn kovuutta kuvataan usein sillä ainekerroksen paksuudella, joka vaimentaa säteilyn intensiteetin puoleen alkuperäisestä arvostaan. Paksuutta kutsutaan puoliintumispaksuudeksi (*engl.* half value layer, HVL), ja sen yksikkönä käytetään tyypillisesti alumiinia vastaavaa paksuutta (mmAl). Röntgensäteilyn suodatus poistaa erityisesti spektrin matalan energian osan ennen kuin säteily saavuttaa kuvattavan kohteen. Hyvin matalaenergiaiset fotonit (< 10 keV) suodattuvat luontaisesti (*engl.* inherent filtration) röntgenputken ikkunan (*engl.* X-ray tube port) vaikutuksesta. Kuvan 2 spektristä nähdään, että alle 10 keV energiaisten fotonien

relatiivinen intensiteetti on nolla, eli ne suodattuvat spektristä täysin. Ikkunan puoliintumispaksuus vaihtelee siihen käytetyn materiaalin mukaan, mutta tyypillisesti sen on noin 1–3 mmAl. Tyypillisesti ikkuna on valmistettu lasista (piidioksidi, SiO_2) tai alumiinista (Al) materiaalien samankaltaisten vaimennusominaisuuksien takia. Materiaalin vaimennusominaisuudet riippuvat atomien järjestyslukuista: alumiinin ($Z_{\text{Al}} = 13$) ja piin ($Z_{\text{Si}} = 14$) järjestysluvut ovat hyvin lähellä toisiaan. Luontaisen suodatuksen lisäksi TT-laitteissa vaaditaan käytettäväksi lisäsuodattimia (*engl.* added filtration) poistamaan spektristä vielä liian matalaenergiaiset (< 30 keV) fotonit [13]. Esimerkiksi käytettäessä 120 kV röntgenputken jännitettä, tulee kokonaissuodatuksen puoliintumispaksuuden olla vähintään 4,3 mmAl. Suodattimien jälkeen kohteen saavuttavien röntgenfotonien minimienergia on noin 30 keV ja maksimienergia määräytyy kiihdytysjännitteen perusteella. Kohteen jälkeen detektoreilla havaittavien röntgenfotonien minimienergia on noin 40 keV [14], mikä tarkoittaa, että energiavälin 30–40 keV fotonit absorboituvat kokonaan kohteeseen. Koska TT-kuvan muodostuminen edellyttää fotonin saapumista detektorille, kyseisen energiavälin sekä sitä pienempienergiaiset fotonit eivät osallistu kuvanmuodostukseen, vaan lisäävät potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta tarpeettomasti. [7, 8, 12]

Yksi keskeisimmistä suodattimista TT-laitteissa on niin sanottu bowtie-suodatin (*engl.* bow tie filter), joka muokkaa röntgenkeilaa paremmin pyöreän kohteen kuvantamiseen soveltuvaksi (kuva 4). Bowtie-suodattimet vähentävät röntgensäteilyn intensiteettiä röntgenkeilan reuna-alueilla, joissa vaimentavaa materiaalia on yleensä vähemmän. Suodatus vähentää merkittävästi potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta heikentämättä kuitenkaan kuvanlaatua. Koska kuvattavana kohteena voi olla esimerkiksi pää tai vartalo, joiden laskennallinen halkaisija (aikuisen pää noin 17 cm ja vartalo noin 26–30 cm) vaihtelee huomattavasti, ei ole perusteltua käyttää vain yhtä bowtie-suodatinta. Nykyaikaisissa TT-laitteissa onkin tyypillisesti vähintään kaksi bowtie-suodatinta: pään ja vartalon kuvantamiseen tarkoitettut suodattimet. [7]



Kuva 4: (a) Annoksen jakautuminen pyöreään kappaleeseen ilman bowtie-suodatinta. Pyörivän röntgenputken vuoksi kappaleen reuna-alueille kertyy suurempi annos kuin keskelle. (b) Ideaalinen bowtie-suodatin muokkaa röntgensäteilyn intensiteettiä siten, että röntgenputken pyörähdysten aikana annos jakautuu tasaisesti kappaleeseen. (c) Pieni bowtie-suodatin toimii käänteisesti verrattuna tilanteeseen ilman suodatinta: säteilyannos kertyy röntgenputken pyörähdysten aikana kappaleen keskelle. Kuvaa muokattu lähteestä [7].

1.1.3 Röntgensäteilyn biologiset riskit

Röntgensäteily on ionisoivaa säteilyä, eli se muodostaa sähköisesti varautuneita ioneja vuorovaikuttaessa molekyyliden kanssa. Ihmisen kehosta noin 60 % on vettä (H_2O), ja suurin osa siitä sijaitsee soluissa. Röntgensäteilyn ionisoidessa vesimolekyylin syntyy elektrofiilinen, hyvin reaktiivinen hydroksyyli-radikaali ($\cdot\text{OH}$). Nämä radikaalit reagoivat herkästi DNA-molekyylien kanssa, mikä voi johtaa DNA-juosteen katkaamiseen tai emästen vaurioitumiseen. Mikäli solujen DNA:n korjausmekanismit eivät pysty korjaamaan aiheutunutta vauriota, seuraa solukuolema eli apoptoosi. Myös geneettisten mutaatioiden sekä kasvainten syntyminen on mahdollista. [7, 15]

Ionisoivan säteilyn aiheuttamat haittavaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: stokastisiin ja deterministisiin vaikutuksiin. Stokastiset haittavaikutukset perustuvat satunnaisuuteen eikä niille ole määritetty kynnyksarvoa, joten haittavaikutus voi syntyä miten pienestä altistuksesta tahansa. Stokastiset haittavaikutukset

Taulukko III: Eräitä deterministisiä haittavaikutuksia raja-arvoineen. Annokset on annettu absorboituneena pinta-annoksena. [10]

Haitta	Annos (Gy)
Ohimenevä ihon punoitus	2
Varsinainen punoitus	6
Väliaikainen hiustenlähtö	3
Pysyvä hiustenlähtö	7
Kuolio	18

ilmenevät vasta useiden vuosien kuluttua, kuten esimerkiksi syöpä tai geneettiset vauriot. Deterministiset haittavaikutukset kasvavat säteilyaltistuksen määrän myötä, ja niille on määritetty kynnysarvot. Jos säteilyaltistus jää kynnysarvon alapuolelle, haittavaikutusta ei synny. Tyypillisesti deterministiset haittavaikutukset ilmenevät nopeammin kuin stokastiset haittavaikutukset, kuten esimerkiksi säteilystä johtuvat palovammat tai elinten toiminnalliset häiriöt. Taulukossa III on esitetty joitakin determinististen haittojen raja-arvoja. On huomioitava, että diagnostisessa TT-kuvantamisessa syntyvä absorboitunut annos on tyypillisesti mGy-luokkaa. [7, 16]

TT-tutkimusten synnyttämän säteilyaltistuksen on todettu aiheuttavan vain pienen riskin merkittävälle biologiselle haitalle potilaalle [17]. Merkittävin biologinen haitta on käytännössä ionisoivan säteilyn potilaalle aiheuttama syöpäriski. Säteilystä hyödyntävissä tutkimuksissa onkin siksi erittäin tärkeää pitää potilaan säteilyannos niin alhaisena kuin kohtuudella on mahdollista. TT-tutkimuksissa ALARA-periaatteen noudattamiseen kuuluu kuvausten suorittaminen mahdollisimman optimaalisesti valitsemalla oikeanlaiset kuvausparametrit sekä huolehtimalla potilaan oikeasta keskityksestä. Lisäksi hoitavan lääkärin on otettava huomioon oikeutusarvioinnin kriteerit lähetettä kirjatessaan [18].

1.2 Tietokonetomografialaitteisto

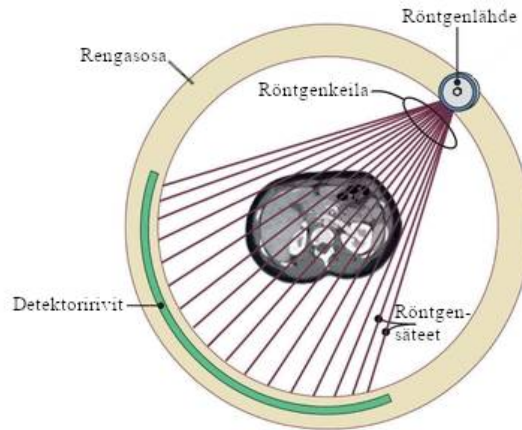
1.2.1 Gantry ja sen geometria

Kolmannen sukupolven TT-laite koostuu yksinkertaistetusti röntgenputkesta ja sitä vastapäätä sijaitsevasta kaarevasta detektoririvistä, jotka liikkuvat yhdessä TT-laitteen rengasosan (*engl.* gantry) avulla keskipisteen eli isosentrin ympäri (kuva 5). Isosentri toimii myös usein TT-kuvien rekonstruktiossa käytettävänä keskipisteenä, jonka ympärillä kuvanlaatu on optimaalisin. Nykyaikaisten TT-laitteiden gantryn pyörimisnopeus on noin 0,5 s per kierros eli noin 120 RPM. Jatkuvan pyörimisen mahdollistaa liukurengas (*engl.* slip ring), jossa on liukuvat sähköä johtavat kontaktit paikallaan pysyvän rungon ja pyörivän osan välillä. Tällöin johtimia ei tarvita, ja kuvaus voidaan toteuttaa jatkuvana. Jatkuva kuvantaminen on mahdollistanut kuvausajan lyhenemisen minuuteista sekunteihin helikaalikuvantamistekniikkaa (ks. luku 1.3.3) hyödyntäen.

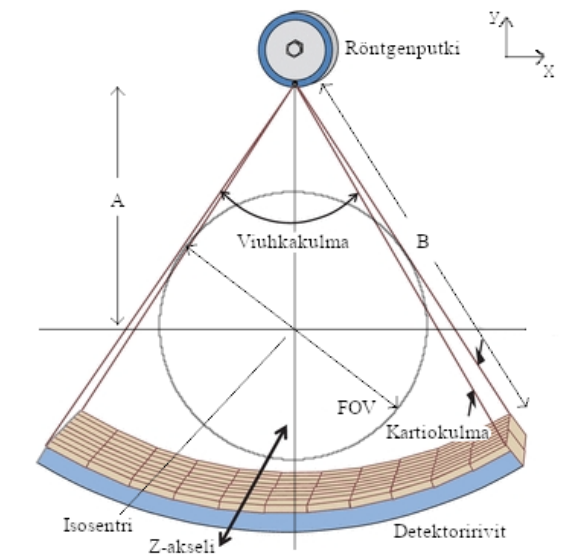
Yhden detektoririvin pituus määrittää TT-laitteen viuhkakulman (*engl.* fan angle), joka on tyypillisesti noin 50° – 60° . Kaikkien detektoririvien yhteenlaskettu leveys määrittää röntgensäteiden z-akselin suuntaisen kartiokulman (*engl.* cone angle). Viuhkakulman sekä röntgenputken ja isosentrin sekä röntgenputken ja detektorien välisten etäisyyksien avulla voidaan määrittää TT-laitteen maksimaalinen kuvausalue (*engl.* field of view, FOV). Kuvassa 6 on esitetty kaaviokuva TT-laitteen geometriasta. [7]

1.2.2 Röntgenputki ja detektori

Rengasosaan kiinnitetystä röntgenputkesta tuleva säteily ohjataan viuhkamaisena säteilykeilana TT-laitteen aukkoon (*engl.* bore), minkä jälkeen säteily osuu vastakkaisella puolella sijaitseviin detektoreihin. Nykyaikaisissa TT-laitteissa käytetään tukeilmais- tai puolijohdedetektoreita (*engl.* solid-state detector, SSD), jotka muuntavat röntgensäteilyn valoksi. Detektorien fotodiodit muuttavat syntyneen



Kuva 5: Yksinkertaistettu kaaviokuva 3. sukupolven TT-laitteesta. Röntgenlähde ja detektori sijaitsevat vastakkaisilla puolilla TT-laitteen rengasosaa ja pyörivät yhdessä potilaan ympäri. Kuvaa muokattu lähteestä [7].



Kuva 6: Kaaviokuva TT-laitteen geometriasta, missä A on röntgenputken ja isosentrin välinen etäisyys ja B on röntgenputken ja detektorin välinen etäisyys. Röntgenputken viuhkakulma määrittää maksimaalisen kuvausalueen (FOV). Detektoririvien yhteenlaskettu leveys määrittää kartiokulman z-akselin suunnassa. Kuvaa muokattu lähteestä [7].

valon sähköiseksi signaaliksi, josta tietokone muodostaa kuvan. Monet valmistajat tarjoavat TT-laitteille 64 tai jopa 128 detektoririviä (*engl.* multidetector array CT, MDCT), mikä mahdollistaa nopeamman kuvantamisen ja paremman resoluution. Resoluutiota voidaan parantaa edelleen pienentämällä yksittäisen detektorielementin leveyttä. Käyttämällä ohuempia detektorielementtejä saadaan myös leikekuvista ohuempia, mikä parantaa erityisesti pienikokoisten rakenteiden havaitsemista. [7, 12]

On erittäin tärkeää, että primääriset röntgensäteet osuvat suoraan vastapäätä olevaan detektoriin, jotta vältetään röntgenparallaksi eli kuvan vääristyminen. Röntgensäteilyn läpäistessä potilasta se siroaa osuessaan eri tiheyksisiin kudoksiin. Potilaan sisällä tapahtuva sironta vaikeuttaa Beer–Lambertin yhtälön (yhtälö 3) soveltamista vaimennuksen laskemisessa. Viuhkamaisen säteilykeilan käyttö lisää merkittävästi sirontaa, minkä vuoksi detektoririvin päällä käytetään sirontaa vähentävää ristikkoa (*engl.* antiscatter grid). Ristikko on tyypillisesti valmistettu lyijystä, jotta sironneet röntgenfotonit absorboituvat ristikkoon eivätkä päädy detektorille vääristäen kuvaa. [8, 19]

1.3 Tietokonetomografian kuvantamisprosessi

1.3.1 Potilaan asettelu

Potilaan asettelu TT-laitteen potilaspöydälle (*engl.* couch) ja pöydän keskitys isosentriin ovat TT-kuvaukseen keskeisesti vaikuttavia tekijöitä. Asettelulla on vaikutus kuvauksessa käytettävien parametrien määrittämiseen, ja tämän vaikutukset heijastuvat sekä kuvan laatuun että potilasannokseen. Potilaan asettelulla tarkoitetaan potilaan tarkkaa sijoittamista kuvauslaitteen isosentriin. Keskitys isosentriin tulisi tehdä siten, että potilaan keskilinja (nenästä häpyliitokseen) kulkee keskilaserialueen pitkin ja pöydän korkeutta säätämällä potilaan anatomisen massakeskipiste sijoittuu isosentrin kohdalle. Tällöin potilaan geometria ei ole vääristynyt otettavassa paikannuskuvassa, ja sen perusteella määritetyt kuvausparametrit ovat luotettavat.

Potilaan asettelun ollessa isosentristä poikkeava, paikannuskuvissa voi ilmetä potilaan geometrian väärentymistä (*engl.* magnification), eli esimerkiksi potilaan leveys voi olla suurempi kuin todellisuudessa. Tällöin kuvauksen parametrit määritetään vääristyneen datan perusteella, mikä vaikuttaa potilaan saamaan annokseen sekä kuvan laatuun. Kuvan geometrinen virhe voidaan laskea yhtälöllä

$$M = \frac{\text{kuvan koko}}{\text{kohteen koko}} = \frac{B}{A}, \quad (5)$$

missä B on röntgenputken ja detektorin välinen etäisyys ja A on röntgenputken etäisyys kuvattavaan kohteeseen (ks. kuva 6) [7]. Esimerkiksi kuvattavan kohteen siirtäessä lähemmäksi röntgenputkea kuvattavan kohteen koko suurenee, jolloin skanneri tulkitsee potilaan todellista suuremmaksi.

Manuaalisen asettelun apuna TT-laitteissa käytetään tarkkoja lasereita, joiden avulla potilas voidaan asettaa TT-laitteen pöydällä tarkasti isosentriin. TT-laitteen potilaspöytä on yksi keskeisimmistä komponenteista, ja sille asetetaan tiukat vaatimukset toiminnan kannalta. Pöydän tulee olla hygieeninen ja kestävä, mutta samalla säteilyä hyvin läpäisevä. Hiilikuitu on yleisesti käytetty materiaali juuri näiden ominaisuuksien vuoksi. Lisäksi pöydän liikkeen tulee olla mahdollisimman tarkkaa, ja saa poiketa enintään 3 mm pöydän siirtyessä 30 cm matkan [13]. Potilaan keskitys isosentriin vaatii suurta tarkkuutta, ja epätarkalla keskityksellä on suora vaikutus kuvan laatuun ja potilaan saamaan annokseen. Onnistuneen ja mahdollisimman tarkan TT-kuvan saavuttamiseksi on tärkeää, että pöydän liike on tarkasti koordinoitu röntgenputken pyörimisen kanssa. [7, 8]

Potilaan asettelua tekevän hoitajan tueksi laitevalmistajat ovat kehittäneet TT-laitteisiin asettelua avustavan kattokameran. Kattokamera on kattoon asennettava 3D-kamera, joka arvioi potilaan dimensiot ja asettaa pöydän korkeuden optimaaliseksi hyödyntäen tekoälyä [20]. Yleisesti TT-pöytää voidaan siirtää vain ylös tai alas, joten potilaan sivuttaissuuntainen asettelu pöydälle tulee tehdä manuaalis-

Taulukko IV: Paikannuskuvan suunta ja röntgenputken rotaatio.

Suunta	Kulma (astetta)
AP	0
PA	180
LAT	90/270

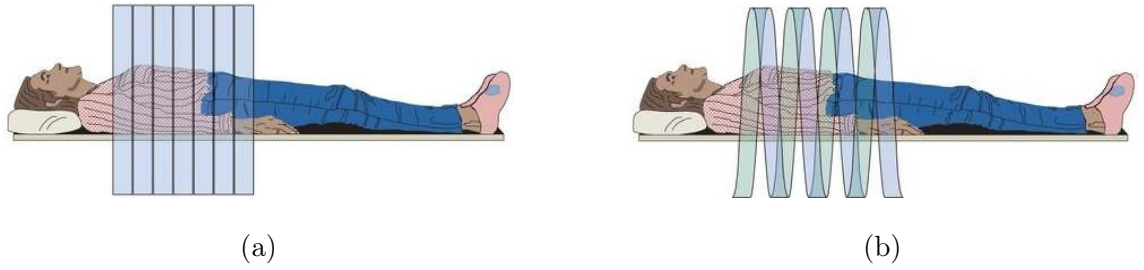
ti. Joillakin valmistajilla on myös sivusuunnassa liikkuvia pöytiä, jolloin potilaan tarkka asettelu isosentriin on helpompaa.

1.3.2 Paikannuskuva

Potilaan asettelun jälkeen ja ennen varsinaisen kuvantamisen aloittamista potilaasta otetaan paikannuskuvat (*engl.* localizer), joiden avulla hoitajat suunnittelevat kuvantamisalueen [7]. Paikannuskuva voidaan ottaa neljästä eri suunnasta röntgenputken rotaatiokulman mukaan: 0, 90, 180 ja 270 astetta. Paikannuskuvat nimetään yleensä anatomisen nimistön mukaisesti anterior–posterior (AP, edestä taakse), lateraali (LAT, sivulta) ja posterior–anterior (PA, takaa eteen) sen mukaan, mistä suunnasta ne on otettu. Taulukossa IV on esitetty, mitä anatomista suuntaa kukin röntgenputken rotaatiokulma vastaa. Yleensä paikannuskuvia otetaan kaksi kappaletta: yksi PA- tai AP-suunnasta ja toinen LAT-suunnasta. Röntgensäteilyn tulessa suoraan röntgenputkesta, on röntgenputken puoleinen pinta-annos korkeampi verrattuna vastakkaisen puolen pinta-annokseen. Täten PA-paikannuskuvan käyttö on suositeltavaa, sen tuottaessa pienemmän pinta-annoksen kehon etupuolella oleviin säteilyherkkiin elimiin, kuten silmät tai rintarauhaset [21].

1.3.3 Aksiaali- ja helikaalikuvantaminen

Aksiaalikuvantaminen (kuva 1.3.3 (a)) oli ensimmäisissä TT-laitteissa käytetty kuvausmenetelmä. Aksiaalikuvauksessa potilas ja TT-pöytä pysyvät paikallaan rönt-



Kuva 7: (a) Aksiaalikuvantamisessa poikkileikekuvat muodostetaan yksittäisinä vierekkäisinä kuvauksina, jolloin röntgenputken säteilykeila etenee askelmaisesti potilaan pituussuunnassa. (b) Helikaalikuvantamisessa TT-pöytä liikkuu jatkuvasti röntgenputken kiertäessä potilasta, jolloin säteilykeilan rata muodostaa spiraalimaisen liikeradan. Kuvaa muokattu lähteestä [7].

genputken kiertäessä potilaan ympäri yhden poikkileikekuvan muodostamiseksi. Tämän jälkeen röntgenputki sammutetaan ja pöytä siirtyy kuvauksessa käytetyn kokonaiskollimaation nT verran, minkä jälkeen kuvaus toistetaan. Kuvantamisen vaiheittaisen etenemisen vuoksi aksiaalikuvantaminen on hitaampaa verrattuna helikaalikuvantamiseen.

MDCT:n kehittymisen myötä helikaalikuvantamisesta (kuva 1.3.3 (b)) on tullut vallitseva kuvausmenetelmä. Helikaalikuvauksessa TT-pöytä liikkuu jatkuvasti röntgenputken pyöriessä samanaikaisesti potilaan ympäri, jolloin säteilykeila muodostaa spiraalimaisen eli helikaalisen radan. Menetelmä mahdollistaa aksiaalikuvantamista nopeamman kuvantamisen, minkä vuoksi sitä hyödynnetään laajasti kliinisessä TT-kuvantamisessa. TT-pöydän liikettä kuvaava suure, pitch, määritellään jakamalla pöydän yhden täyden pyörähdysten aikana kulkema matka l (mm) kuvauksessa käytetyllä kokonaiskollimaatiolla

$$\text{pitch} = \frac{l}{nT} \quad [22]. \quad (6)$$

Pitch vaikuttaa olennaisesti säteilykeilan muodostaman spiraaliradan tiheyteen. Pitchin arvolla 1 TT-pöytä liikkuu yhden pyörähdysten aikana kuvauksessa käytetyn

kokonaiskollimaation verran, jolloin kuvaus vastaa jatkuvaa aksiaalikuvantamista. Pitchin arvon ollessa alle 1 spiraalirata tihenee ja yksittäiset leikekuvat ovat osittain päällekkäisiä, mikä kasvattaa potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta, mikäli muut kuvausparametrit pysyvät samoina. Pitchin arvon ollessa yli 1 spiraalirata harvenee, jolloin kuvantaminen nopeutuu. Suuria pitch-arvoja voidaan hyödyntää esimerkiksi sydämen TT-kuvantamisessa, jossa nopeampi kuvaus vähentää liikkeestä aiheutuvia artefakteja. [7]

1.3.4 Virtamodulaatio

Nykyaikaisissa TT-laitteissa käytetään ATCM-järjestelmää, joka säättää röntgenputken käyttämää virtaa pyörähdyksen aikana. ATCM hyödyntää paikannuskuvista saatua vaimennusdataa modulaation suunnittelussa. Virtamodulaatio vähentää merkittävästi potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta, sillä potilas ei ole pöydällä maatesaen geometrialtaan täydellisen pyöreä, vaan pikemminkin ellipsin muotoinen [23]. Tällöin sivusuunnasta tarkasteltuna läpäistävää massaa on enemmän, erityisesti hartialinjassa, jolloin putken virran tulee olla suurempi kuin ylhäältä tarkasteltuna. Potilas on myös epähomogeeninen z-akselin suunnassa (inferior–superior), joten modulaatiota tarvitaan myös tällä akselilla. [7, 12]

1.3.5 Kuvausparametrit

Jokaiseen TT-kuvaukseen liittyy useita kuvausparametreja, joilla on vaikutus sekä kuvan laatuun että potilaalle aiheutuvaan säteilyannokseen. Kliinisessä käytössä olevilla TT-laitteilla on kymmeniä erilaisia kuvausprotokollia, joissa kuvausparametrit on säädetty tiettyyn käyttötarkoitukseen sopiviksi. Säädetäviä parametreja ovat muun muassa skannauksen tyyppi (aksiaali, helikaali), putkijännite (kV), putkivirta (mA) ja sen modulointiin liittyvät parametrit, kohinan määrä (*engl.* noise index, NI), putken pyörähdysaika, leikekuvan paksuus, pitch, FOV, paikannuskuvan suunta

(AP, lateraali jne.) sekä potilaalle annettavat ääniohjeet. Näiden parametrien vaikutukset kuvaukseen on hallittava, jotta kuvista saadaan halutunlaiset ja vältetään potilaan tarpeeton säteilyaltistus. [7]

1.4 Kuvan muodostaminen

1.4.1 Röntgensäteilyn vaimeneminen ja Hounsfield-yksiköt

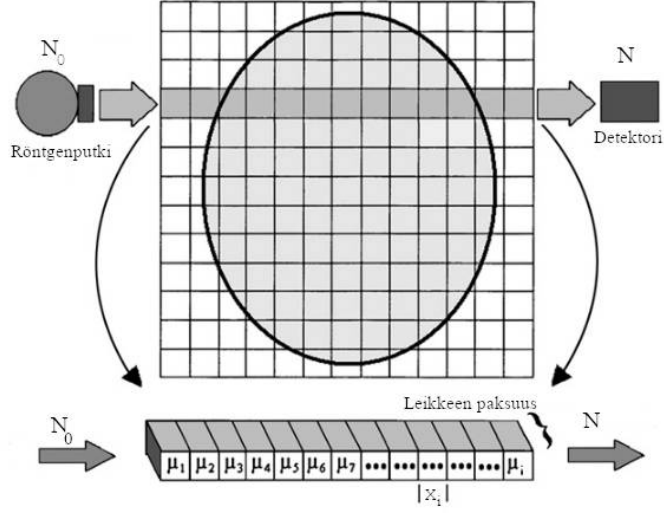
Jokainen detektorielementti havaitsee röntgensäteen vaimenemisen yhtälön 3 mukaisesti. Yksi leike voidaan jakaa kolmiulotteisiin yksikkökoppeihin, joita kutsutaan vokseleiksi (kuva 8). Jokaiselle vokselille voidaan määrittää vaimennuskerroin $u = \mu x$ yhtälön 2 mukaan. Detektorin havaitsema säteily voidaan ilmaista yksittäisten vokselien vaimennuskertoimien summana logaritmimuodossa

$$-\ln N/N_0 = \mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \cdots + \mu_i x_i. \quad (7)$$

Yhdistämällä jokaisesta kulmasta saatu vaimennusdata voidaan jokaiselle vokselille määrittää numeerinen arvo. Tätä arvoa kutsutaan TT-luvuksi (*engl.* CT number), ja sen yksikkö on Hounsfield-yksikkö (HU) TT-laitteen keksijän Godfrey Hounsfieldin mukaan. TT-luku määritetään veden vaimennuskertoimen u_{vesi} avulla

$$\text{TT-luku} = \frac{1000 \cdot (u_i - u_{\text{vesi}})}{u_{\text{vesi}}}, \quad (8)$$

missä u_i on yksittäisen vokselin laskennallinen vaimennuskerroin. Tällainen esitystapa tuottaa arvoja välillä -1000 – $+1000$, missä -1000 vastaa ilman vaimennuskeroainta standardipaineessa ja -lämpötilassa ($P = 10^5$ Pa, $T = 0$ °C, STP) $u_{\text{ilma}} \approx 0$ ja $+1000$ vastaa tiheän luun vaimennuskeroainta $u_{\text{luu}} \approx 2u_{\text{vesi}}$. Jokaiselle TT-luvun arvolle voidaan asettaa harmaasävy vastaamaan eri tiheyksistä kudosta. Näin saadaan mustavalkoinen TT-kuva, jossa tummimpina näkyvät pienemmän vaimennuskertoimen kudokset ja kirkkaimpina korkeamman vaimennuskertoimen kudokset. [24]



Kuva 8: Kaaviokuva röntgensäteilyn vaimenemisesta kuvattavan kohteen läpi. Kuvattava alue voidaan jakaa vokseleihin, joiden läpi röntgenputkesta muodostuva säteily N_0 vaimenee. Vaimentunut säteily N havaitaan detektorilla. TT-laitteella useasta eri kulmasta havaitun vaimentuneen säteilyn avulla voidaan yksittäisen vokselin vaimennuskerroin μ_i määrittää. Kuvaa muokattu lähteestä [19].

TT-luvun avulla voidaan arvioida TT-kuvan kohinaa, koska kohina muodostuu TT-lukujen vaihtelusta. Tällainen kohinan arviointi on mahdollista ainoastaan, jos kuvattavan kohteen koostumus on homogeeninen, kuten esimerkiksi homogeenisen fantomin tapauksessa. Tällöin voidaan sopivalla tietokoneohjelmalla määrittää haluttuun kohtaan tarkastelualue (*engl.* region of interest, ROI), jonka sisällä olevien pikseleiden TT-lukujen keskihajonta kuvaa alueen kohinaa. Mitä suurempi TT-lukujen keskihajonta on, sitä kohinaisempi kuva. Tarkasteltaessa tietyn kokoisen alueen keskihajontaa käytetään otoskeskihajontaa (KH)

$$KH = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (HU_i - \overline{HU})^2}{N - 1}}, \quad (9)$$

missä HU_i on yhden vokselin TT-luvun arvo, $\overline{HU}$ on koko alueen TT-arvojen keskiarvo ja N on alueen vokseleiden lukumäärä. [7, 24]

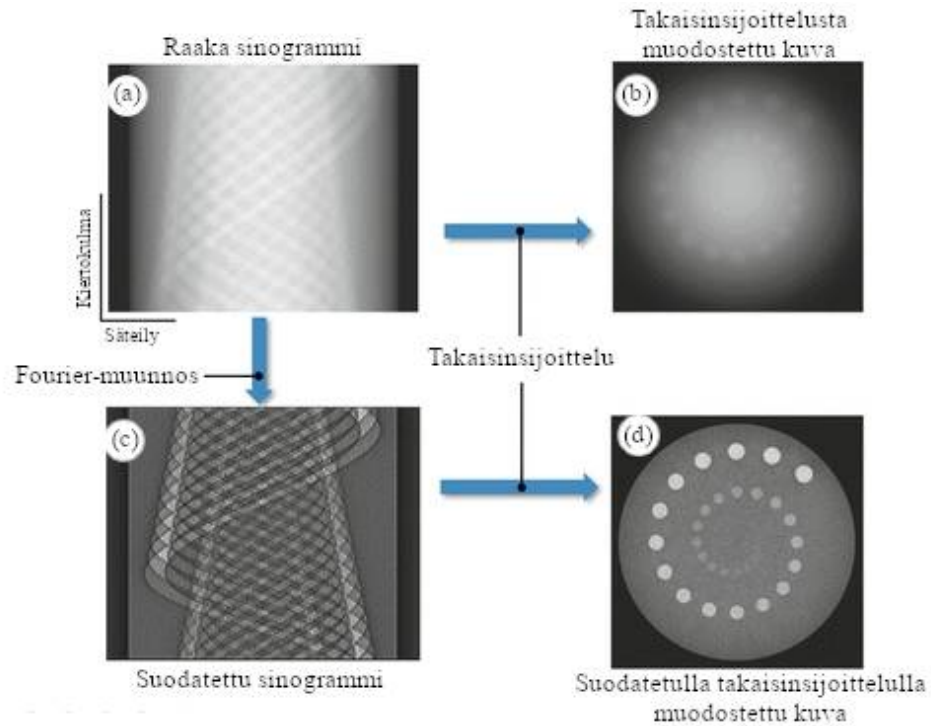
1.4.2 Kuvan rekonstruktio

Röntgenputken ja detektorien pyöriessä potilaan ympäri detektorit rekisteröivät vaimentunutta säteilyä kiertokulman funktiona. Tuloksena saadaan kaksiulotteinen (2D) datasetti, johon muodostuu sini-aallon kaltaisia projektiokäyriä. Datasettiä kutsutaan tästä syystä sinogrammiksi, ja se on visuaalinen esitys siitä, mitä skanneri havaitsee. Sinogrammi sisältää kaiken tarvittavan tiedon kuvattavan kohteen kuvan muodostamiseen rekonstruktion avulla. [7]

Yksinkertaisin tapa muodostaa kuva on käyttää takaisinprojisointia (*engl.* back-projection, BP). Ympyrägeometriasta johtuen BP-tekniikalla muodostettu kuva kärsii $1/r$ -sumentumisesta. Tämä voidaan kuitenkin korjata matemaattisesti dekonvoluutiokernelin avulla, eli matemaattisella funktiolla, joka kumoaa $1/r$ -sumentumisen. Prosessia kutsutaan suodatetuksi takaisinprojisoinniksi (*engl.* filtered backprojection, FBP). BP-prosessia voidaan parantaa käyttämällä dekonvoluutiokerneliin käänteistä Fourier-muunnosta. Kuvassa 9 on havainnollistettu sinogrammia ja kuvanmuodostusta. [7]

Teknologian ja tietokoneiden laskentatehon kehittyessä nykyaikaiset TT-laitteet käyttävät kuvan muodostamisessa iteratiivista rekonstruktiota (IR), jolla voidaan tuottaa käyttökelpoinen rekonstruktio myös kohinaisemmasta sinogrammista. IR-tekniikka mahdollistaa pienemmän säteilymäärän käytön kuvauksen yhteydessä, jolloin potilaan säteilyannos pienenee. IR-tekniikassa alkuperäisestä sinogrammista muodostettu kuva projektoidaan takaisin sinogrammiksi kohinan vähentämisen jälkeen. Uutta sinogrammia verrataan alkuperäiseen sinogrammiin, ja rekonstruktiota parannetaan iteratiivisesti. Iterointia jatketaan, kunnes haluttu kuvanlaatu saavutetaan. [7]

Tekoälyä (*engl.* artificial intelligence, AI) hyödyntävät syväoppimiseen perustuvat rekonstruktio menetelmät (*engl.* deep learning reconstruction, DLR) ovat viime vuosina yleistyneet nopeasti, ja nykyisin ne ovat käytössä lähes kaikilla laitevalmis-



Kuva 9: Havainnollistus sinogrammista ja kuvanmuodostuksesta. (a) Raaka sinogrammi, josta muodostetaan BP-tekniikalla kuva (b), jossa geometrinen $1/r$ -sumentuminen on selvästi havaittavissa. (c) Raakaan sinogrammiin voidaan tehdä käänteinen Fourier-muunnos, jolloin BP-tekniikalla muodostetusta kuvasta (d) saadaan poistettua $1/r$ -sumentuminen. Kuvaa muokattu lähteestä [7].

tajilla. Menetelmät perustuvat laajoilla aineistoilla koulutettuihin konvoluutiohermoverkkoihin (*engl.* convolutional neural network, CNN), mikä mahdollistaa kuvien kohinan pienentämisen tai jopa poistamisen. CNN-pohjaisten menetelmien hyödyntäminen mahdollistaa potilaan säteilyaltistuksen pienentämisen, sillä diagnostisesti riittävä kuvanlaatu voidaan saavuttaa pienemmällä säteilyannoksella. Lisäksi kuvien rekonstruktioaika on usein lyhyempi verrattuna perinteiseen IR-tekniikkaan. [7, 25]

2 Säteilyannos ja sen mittarit

2.1 Fysikaalinen perusta

Potilaan saama säteilyannos syntyy röntgensäteilyn vuorovaikutuksista kudoksen kanssa. Diagnostisen radiologian energia-alueella röntgenfotoni vuorovaikuttaa kudoksen kanssa pääasiassa Compton-sironnan tai fotosähköisen absorption kautta, jolloin fotonin energia siirtyy osittain tai kokonaan varatun hiukkasen, kuten elektronin, kineettiseksi energiaksi. Näissä vuorovaikutuksissa syntyvät varatut hiukkaset luovuttavat energiansa edelleen ympäröivään kudokseen viritys- ja ionisaatiovuorovaikutusten kautta. Osa röntgenfotoneista voi kuitenkin kulkea potilaan läpi ilman vuorovaikutuksia, jolloin energiaa ei siirry kudokseen. Tämän vuoksi absorboitunut annos ei vastaa potilaaseen kohdistuneen säteilyn kokonaisenergiaa, vaan ainoastaan kudokseen absorboituvaa osuutta. [7, 10]

2.2 Säteilyannos TT-kuvantamisessa

Suomessa röntgensäteilyä hyödyntäviä tutkimuksia ja toimenpiteitä tehdään vuosittain 6 miljoonaa. Kuluneiden vuosien aikana TT-tutkimusten määrä on kasvanut tasaisesti, ja tällä hetkellä niitä tehdään vuosittain noin 650 000. Erilaisista röntgentutkimuksista ja -toimenpiteistä aiheutuu vuosittain noin 0,7 mSv efektiivinen annos henkilöä kohden, josta 70 % on peräisin TT-tutkimuksista. Suomalaisten vuotuinen keskimääräinen efektiivinen annos on alle 6 mSv, joten röntgentutkimusten osuus on hieman alle 12 %. [1, 26]

2.2.1 TT-annosindeksit

TT-kuvantamisessa käytetään standardoituja mittareita, joista käyttöön on vakiintunut TT-annosindeksi (*engl.* computed tomography dose index, CTDI) säteilyannoksen arviointiin. CTDI (yksikkö mGy) kuvaa perättäisistä kuvauksista aiheutu-

vaa keskimääräistä absorboitunutta annosta z-akselin suunnassa kuvattavan kohteen keskiosassa. Annos D (yksikkö mGy) mitataan yhden röntgenputken pyörähdysen aikana ja jaetaan kuvauksessa käytetyllä kokonaiskollimaatiolla nT

$$\text{CTDI} = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz, \quad (10)$$

missä n on kuvauksessa käytettyjen detektoririvien määrä ja T on yhden detektoririvin leveys (mm). [22]

Integraalirajojen vakioiminen poistaa annoksen yliarvioinnin mahdollisuuden, joten CTDI_{100} voidaan määrittää käyttämällä 100 mm säteilymittareita, joissa on ionisaatiokammio.

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z) dz. \quad (11)$$

Säteilymittareilla tehtävät annosmittaukset suoritetaan kahdella eri standardoidulla polymetyylimetakrylaatista (PMMA) valmistetulla fantomilla: halkaisijaltaan 16 cm (pään kuvaus) ja 32 cm (vartalon kuvaus). [22]

Annos D vaihtelee FOV:n eri kohdissa, joten painotettu CTDI-arvo (*engl.* weighted CTDI, CTDI_w) pyrkii huomiomaan tämän. CTDI_w voidaan määrittää laskemalla CTDI_{100} -arvot yhden röntgenputken pyörähdysen aikana fantomin keskiosasta sekä reuna-alueelta kello 12, 3, 6 ja 9 kohdilta

$$\text{CTDI}_w = \frac{2}{3} \text{CTDI}_{100,\alpha} + \frac{1}{3} \text{CTDI}_{100,\beta}, \quad (12)$$

missä $\text{CTDI}_{100,\alpha}$ on reuna-alueen mittausten keskiarvo ja $\text{CTDI}_{100,\beta}$ on keskiosan arvo. [22, 27]

Tietyn kuvausprotokollan annosta voidaan arvioida TT-annoksen tilavuuskeskiarvolla (*engl.* volumetric CTDI, CTDI_{vol}), mikä huomioi paremmin helikaalikuvauksessa käytetyn spiraaliradan tiiveyden

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{nT}{l} \times \text{CTDI}_{\text{w}}, \quad (13)$$

missä l on TT-pöydän kulkema matka (mm) yhden röntgenputken pyrähdysajan aikana. Pitchin määritelmän (yhtälö 6) mukaan yhtälö 13 voidaan esittää muodossa

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{1}{\text{pitch}} \times \text{CTDI}_{\text{w}}. \quad (14)$$

CTDI_{vol} on keskiarvo kuvauksen kaikkien leikkeiden yksittäisistä CTDI_{vol} -arvoista eikä se suoraan vastaa potilaan absorboimaa annosta, koska se ei ota huomioon esimerkiksi potilaan kokoa. Se edustaa standardoidun CTDI-fantomin keskimääräistä annosta kuvausalueella. Suuretta voidaan käyttää laitteen säteilytuottoa arvioitaessa ja eri TT-laitteiden välisessä vertailussa. Nykyaikaisissa TT-laitteissa ohjelmisto laskee valmiiksi arvion CTDI_{vol} suuruudesta koko kuvaukselle ja se täytyy esittää TT-laitteessa olevalla annosnäytöllä. [13, 22, 27]

2.2.2 Annoksen ja kuvausalueen pituuden tulo

Lasketun CTDI_{vol} -arvon avulla voidaan kuvauksen suunnittelun yhteydessä määrittää myös annoksen ja kuvausalueen pituuden L (cm) tulo (*engl.* dose-length product, DLP)

$$\text{DLP} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times L. \quad (15)$$

DLP (mGy·cm) kuvaa potilaan säteilyaltistusta paremmin kuin CTDI_{vol} , koska se ottaa huomioon myös kuvattavan alueen pituuden.

2.2.3 Efektiivinen annos

Ionisoivan säteilyn haittavaikutukset eivät riipu yksinään kudokseen tai elimeen kohdistuneesta säteilyannoksesta, vaan myös kyseisen kudoksen tai elimen säteilyherkyydestä. Efektiivinen annos (*engl.* effective dose, ED) on annossuure, joka kuvaa

biologisia eroja ionisoivan säteilyn näkökulmasta. TT-kuvantamisessa ED:tä (mSv) voidaan arvioida DLP:n avulla

$$ED = DLP \times k, \quad (16)$$

missä k on korjauskerroin (mSv/mGy·cm). Korjauskerroin on määritetty kuvatavalle anatomiselle alueelle, kuten pään, kaulan, rintakehän tai lantion tutkimuksille. DLP:n avulla määritetty efektiivinen annos on aina arvio eikä tarkka yksilöllinen potilasannos. Lisäksi DLP-arvosta arvioidun efektiivisen annoksen on todettu usein aliarvioivan todellista potilasannosta [28]. Yhden korjauskertoimen k käyttö kaikille potilaille ei myöskään ole täysin tarkoituksenmukaista, sillä sen arvoon vaikuttavat muun muassa potilaan koko, kuvausalueen pituus, käytetty putkijännite sekä virtamodulaatio [29, 30].

2.2.4 Kokoon perustuva annosarvio

Potilaaseen absorboitunutta annosta paremmin kuvaava annosindeksi on kokoon perustuva annosarvio (*engl.* size-specific dose estimate, SSDE), joka ottaa huomioon myös potilaan koon. TT-kuvantamisen yhteydessä laite arvioi kuvauksen $CTDI_{vol}$ -arvon, jonka avulla voidaan määrittää SSDE (yksikkö mGy)

$$SSDE = CTDI_{vol} \times f, \quad (17)$$

missä f on potilaan kokoa kuvaava korjauskerroin. Korjauskertoimen suuruus saadaan määrittämällä potilaan AP- ja LAT-mitat (cm) paikannuskuvista ja laskemalla niiden avulla efektiivinen halkaisija D_{eff} (cm)

$$D_{eff} = \sqrt{AP \times LAT}. \quad (18)$$

Efektiivisen halkaisijan avulla voidaan American Association of Physicists in Medicine (AAPM) raportin 204 mukaisesti määrittää korjauskerroin f [31]. Nykyään

Taulukko V: Työssä käytettyjen TT-laitteiden valmistajat, mallit, kappalemäärät sekä sijainti.

Valmistaja	Malli	Kappalemäärä	Sijainti
GE HealthCare	Revolution Apex Select	2	AD2 ja TE4
	Revolution Apex Elite	2	TC2 ja TG2
	Revolution Ascend	2	Salo ja Loimaa
Siemens Healthineers	Somatom go.Up	1	Uki
	Somatom go.Open Pro	1	Sädehoito (SH)
Canon Medical Systems	Aquilion Prime SP	1	TKS

käytössä olevat TT-laitteet suorittavat nämä laskelmat automaattisesti kuvauksen yhteydessä ja esittävät arvot annosraportissa.

3 Tutkimusmenetelmät

Mittaukset suoritettiin Varsinais-Suomen hyvinvointialueen (Varha) eri sairaaloiden kliiniseen käyttöön tarkoitetuilla TT-laitteilla. Mittaukset tehtiin yhteensä yhdeksällä TT-laitteella. Laitteet sijaitsivat seuraavasti: Turun yliopistollisessa keskussairaalassa (Tyks) viisi kappaletta, Turun kirurgisessa sairaalassa (TKS) yksi kappale, Loimaan sairaalassa yksi kappale, Salon sairaalassa yksi kappale ja Vakka-Suomen sairaalassa (Uki) yksi kappale.

3.1 Käytetyt laitteet ja valmistajat

TT-laitteet olivat kolmen eri valmistajan valmistamia. Valmistajakohtaiset laitemäärät olivat seuraavat: General Electric (GE) HealthCare kuusi kappaletta, Siemens Healthineers kaksi kappaletta ja Canon Medical Systems yksi kappale. GE HealthCare -laitteista käytössä oli kolmea eri mallia: Revolution Apex Select (kaksi kappaletta), Revolution Apex Elite (kaksi kappaletta) ja Revolution Ascend (kaksi

kappaletta). Siemens Healthineers -laitteista käytössä oli kahta eri mallia: Somatom go.Up ja Somatom go.Open Pro. Canon Medical Systemsin TT-laite oli malliltaan Aquilion Prime SP. Taulukossa V on esitetty kaikki tutkimuksessa käytetyt TT-laitteet.

3.2 Käytetyt fantomit

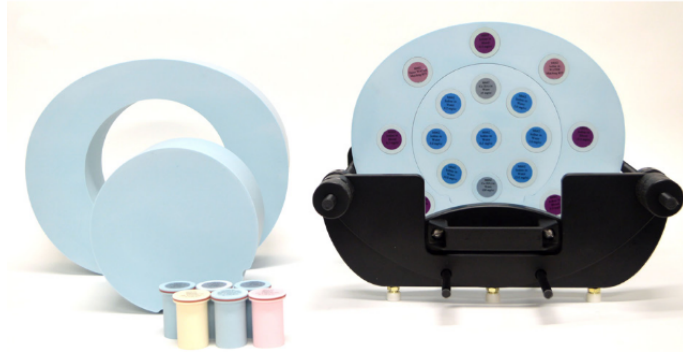
Tämä tutkimus on toteutettu fantomitutkimuksena, eli kerätty data ei ole peräisin oikeista potilaista, vaan kuvantamiskohteena on käytetty muovista valmistettuja fantomeja. Potilaan keskityksen ja paikannuskuvien vaikutusta potilasannokseen tutkittiin käyttäen monienergia-TT-fantomia (CIRS Inc., Model 662 Multi-Energy CT QA Phantom, Norfolk, VA, Yhdysvallat). Kattokameran toiminta edellyttää ihmismallia, joten näissä mittauksissa käytettiin ihmistä mallintavaa kokovartalofantomia (Kyoto Kagaku Co., Ltd., PBU-60 CT Whole Body Phantom, Kyoto, Japani).

3.2.1 CIRS Model 662

Työssä käytettiin kuvassa 10 esiteltyä CIRS Model 662 -fantomin keskivartalo-osaa, joka on ellipsinmuotoinen, halkaisijaltaan 33 cm, korkeudeltaan 27 cm ja paksuudeltaan 10 cm. Fantomi on valmistettu epoksipohjaisesta muovista (CIRS PlasticWater[®]-LR), joka mallintaa ihmiskudoksen radiologisia ominaisuuksia. Fantomissa on mahdollisuus käyttää inserttejä 17 eri kohdassa mallintamaan erilaisia kudostyypppejä. Tässä työssä inserttejä ei kuitenkaan käytetty, vaan fantomi koostui homogeenisestä materiaalista, mikä mahdollistaa TT-laitteiden laadunvarmistuksen ja vertailun. [32]

3.2.2 Kyoto Kagaku PBU-60

Kyoto Kagaku PBU-60 (kuva 11) on uretaani- ja epoksihartsista valmistettu, ihmisen anatomiaa realistisesti mallintava fantomi röntgentutkimuksen ja -opetuksen



Kuva 10: Työssä käytetty CIRS Model 662 -fantomi. Oikealla on keskivartalo-osa, jossa on käytetty erilaisia inserttejä. Vasemmalla työssä käytetty keskivartalo-osa ilman inserttejä. [34]



Kuva 11: Työssä käytetty Kyoto Kagaku PBU-60 -fantomi koottuna. [33]

käyttöön sekä natiiviröntgen- että tietokonetomografiakuvantamisessa. Fantomi on koottava, ja se koostuu kymmenestä osasta. Koottuna fantomi on 165 cm pitkä ja painaa 50 kg [33]. Koska tutkimuksessa käytetyn natiivivatsaprotokollan kuvausalue ei ulotu reisiä pidemmälle, fantomista käytettiin vain pään ja reisien välinen osa.

3.3 Kuvausprotokolla

Kaikissa kuvauksissa käytettiin kliinisessä käytössä olevaa natiivivatsaprotokollaa, jossa ATCM raja-arvoja ei oltu rajoitettu. Kaikilla laitteilla ei ole yhtenäisiä maksimivirtoja, mikä johtuu TT-laitteiden eri tehoisista generaattoreista. Virran mA-

rajat asetettiin eri laitteilla seuraavasti: GE Revolution Apex -laitteilla 10–900 mA, GE Revolution Ascend -laitteilla 10–560 mA, Siemensin laitteilla 13–240 mA ja Canonin laitteella 10–600 mA. CIRS-fantomin kuvauksissa röntgenputken jännite asetettiin arvoon 120 kV, pois lukien Siemensin laitteet, joissa käytettiin protokollan mukaisesti 110 kV. Kyoto-fantomin mittauksissa jännite asetettiin kaikissa mittauksissa arvoon 100 kV. Kuvausprotokollasta poistettiin käytöstä säteilyherkkien elinten annosta vähentävä automaattinen virtamodulaatio (*engl.* organ dose modulation, ODM), joka pienentää röntgenputken virtaa sen ollessa säteilyherkkien elinten (kuten silmien, rintojen ja kilpirauhasen) kohdalla. Kuvausalueen pituudeksi CIRS-fantomin kuvauksissa asetettiin 8 cm. Kyoto-fantomin mittauksissa hoitajat suorittivat kuvauksen suunnittelun kliinisen natiivivatsaprotokollan mukaisesti, eli kuvausalue suunniteltiin keuhkojen kärjestä häpyliitokseen.

3.4 Kuvantamisjärjestelyt

Kuvaukset aloitettiin asettamalla mittauksia varten valmisteltu teipinpala TT-laitteen kohdistuslasereiden avulla TT-pöydälle potilaspotjan päälle mahdollisimman suoraan ja keskelle kuvan 12 mukaisesti. Teipinpalaan merkittiin viivaimella merkit 2 cm välein isosentrin molemmille puolille helpottamaan CIRS-fantomin siirtämistä kuvausten aikana. Teipinpalan avulla merkittiin myös CIRS-fantomin keskikohta, jonka perusteella mittauksissa tehdyt siirrot toteutettiin. Fantomi aseteltiin mahdollisimman tarkasti isosentriin kohdistuslasereiden ja fantomin kohdistusmerkkien avulla kuvan 13 mukaisesti.

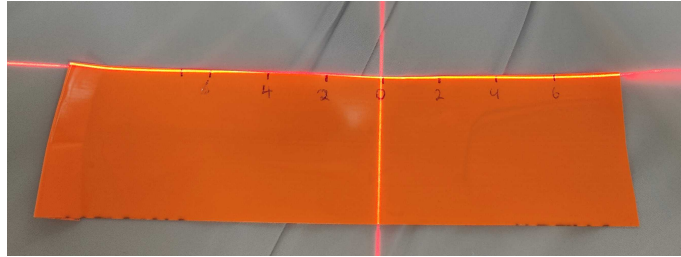
Kuvaukset suoritettiin siirtämällä CIRS-fantomia suhteessa TT-pöytään 2 cm välein (2 cm, 4 cm, 6 cm) ensin isosentristä oikealle ja vasemmalle käyttäen PA- ja LAT-paikannuskuvia. Tämän jälkeen mitattiin pystysuuntaisen siirron vaikutus, missä fantomi aseteltiin isosentriin ja pöydän korkeutta säädettiin 2 cm välein isosentristä ylös ja alas käyttäen PA- ja LAT-paikannuskuvia. Siemensin ja Canonin TT-laitteilla

Taulukko VI: Työssä käytettyjen fantomien kuvantamisjärjestelyt. CIRS-fantomia siirrettiin isosentristä (0 cm) vasemmalle, oikealle, ylös sekä alas. Kyoto-fantomilla kuvaukset tehtiin ensin manuaaliasetelulla ja sitten kattokameran avustamana eri fantomin asennoille.

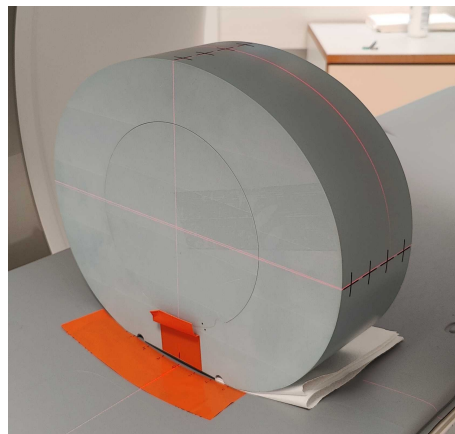
CIRS MODEL 662		
Paikannuskuvat	Siirron suunta	Siirron määrä (cm)
PA-LAT	vasen / oikea	0, 2, 4, 6
PA-LAT	ylös / alas	0, 2, 4, 6
LAT-PA	vasen / oikea	0, 6
LAT-PA	ylös / alas	0, 6
KYOTO KAGAKU PBU-60		
Paikannuskuvat	Asento	Asettelu
PA-LAT	kädet ylhäällä	manuaali - kattokamera
PA-LAT	kädet sivulla	manuaali - kattokamera
PA-LAT	kädet mahan päällä	manuaali - kattokamera

kuvauksen suunnittelussa on käytössä vain yksi paikannuskuva, joten näissä mittauksissa käytettiin ainoastaan LAT-paikannuskuvaa. Pystysuuntaisen siirron jälkeen kuvaukset toistettiin käyttämällä käänteistä paikannuskuvien järjestystä (LAT-PA) ja vastaavasti yhden paikannuskuvan laitteilla käytettiin PA-paikannuskuvaa. Kun mitauksissa käytettiin LAT-PA -paikannuskuvia, CIRS-fantomilla mitattiin vain 6 cm poikkeamat isosentristä vasemmalle, oikealle, ylös ja alas. Näin TT-laitteiden käyttöaikaa voitiin vähentää, sillä mittausten määrä pieneni kahdeksalla per laite (yhteensä 72 mittausta koko tutkimuksessa). Samalla säilyi mahdollisuus arvioida paikannuskuvien järjestyksen vaikutusta potilasannokseen. Taulukossa VI on esitelty CIRS-fantomien mittauksessa käytetyt paikannuskuvat, fantomin siirron suunta ja määrä sekä Kyoto-fantomien mittauksissa käytetyt paikannuskuvat, fantomin asento ja asettelun tyyppi.

Kaikilla GE:n TT-laitteilla on asennettuna kattokamera, joten näillä laitteilla



Kuva 12: CIRS-fantomien siirtämisen apuna käytettiin teipinpalaa, johon merkittiin viivaimella siirrot 2 cm välein isosentristä oikealle ja vasemmalle. Teipinpala asetettiin isosentriin TT-laitteen kohdistuslasereiden avulla.

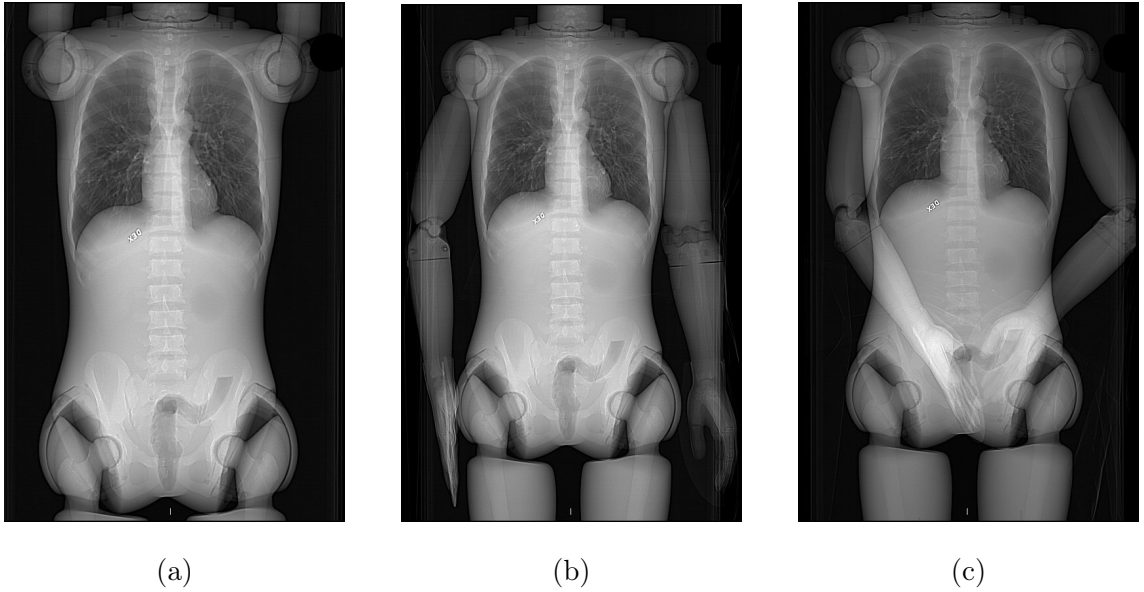


Kuva 13: CIRS-fantomi keskitetty TT-laitteen isosentriin. Keskityksen apuna käytettiin fantomin sivuilla olevia kohdistusmerkkejä sekä TT-laitteen kohdistuslasereita. TT-laitteiden pedit ovat kourumallisia, joten fantomia jouduttiin usein tukemaan paperinpalalla tarkan isosentrikeskityksen varmistamiseksi.



Kuva 14: Työssä käytetty Kyoto-fantomi aseteltuna TT-laitteen pedille. Optimaalisessa natiivivartalon kuvantamisasennossa kädet ovat pään yläpuolella. Fantomin kädet on tuettu teipillä, jotta ne pysyvät kuvantamisen ajan paikallaan.

suoritettiin lisäksi mittaukset käyttäen Kyoto Kagaku PBU-60 -fantomia. Mittauksissa fantomi aseteltiin kolmeen eri anatomiseen kuvantamisasentoon, joita käytetään myös kliinisessä tutkimuksessa. Käytetyt kuvantamisasennot olivat: kädet suorina pään yläpuolella (optimaalinen kuvantamisasento, kuva 14), kädet vartalon sivuilla sekä kädet vatsan päällä. Kuvassa 15 on esitetty eri kuvantamisasentojen paikannuskuvat. Fantomi aseteltiin haluttuun anatomiseen kuvantamisasentoon, jonka jälkeen röntgenhoitajat keskittivät fantomin optimaalisesti kuvantamista varten. Kuvantaminen toistettiin fantomin asentoa muuttamatta, mutta käyttämällä kattokameraa keskittämiseen. Tarkoituksena oli vertailla, miten kattokameran ohjaama potilaan asettelu eroaa röntgenhoitajan tekemästä asettelusta eri kuvantamisasennoissa tutkimalla fantomiin kohdistunutta säteilyannosta. Lisäksi saatiin tietoa siitä, miten eri kuvantamisasennot vaikuttavat potilaan saamaan annokseen.

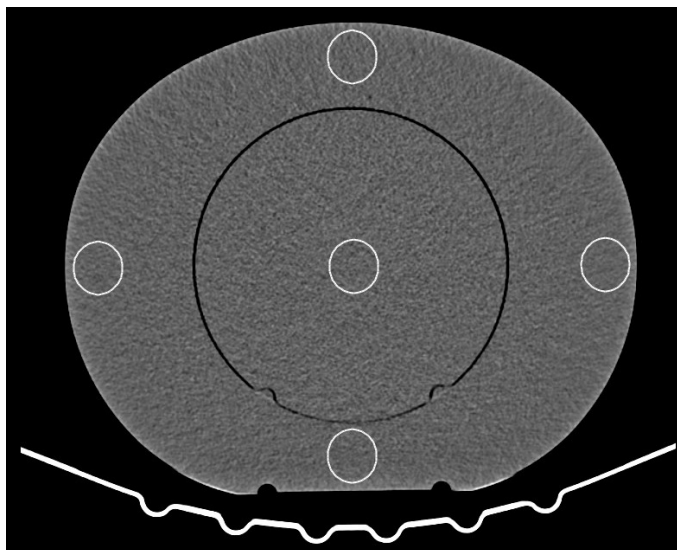


Kuva 15: Paikannuskuvat mittauksissa käytetyistä Kyoto-fantomien eri anatomisista asennoista: (a) kädet pään yläpuolella (optimaalinen asento), (b) kädet kehon sivuilla ja (c) kädet vatsan päällä.

3.5 Datan käsittely

Suoritetuista mittauksista tallennettiin analysointia varten ainoastaan primäärikuvat. Tiedot siirrettiin terveydenhuollossa käytettävän kuvien arkistointi- ja viestintäjärjestelmän (*engl.* picture archiving and communication system, PACS) (Philips Vue, versio 12.2.8.521.0027) lisäksi DoseWatch-ohjelmistoon (GE HealthCare, versio 3.3.5.1), jonka kautta mittauksen numeeriset tulokset saatiin käyttöön. DoseWatch on GE HealthCaren kehittämä annosoptimoitiohjelmisto, jonka avulla voidaan tarkastella ja optimoida TT-kuvauksissa syntyvää säteilyannosta. Lisäksi DoseWatch-raportti sisältää tietoja käytetystä laitteistosta ja kuvantamisprotokollasta.

DoseWatchista saadut numeeriset tulokset käsiteltiin Microsoft Excel-ohjelmistolla, jolla laadittiin myös tässä työssä esitetyt kuvaajat. Työssä kohinan arvioimiseen käytetyt HU-arvojen keskihajonnat määritettiin asettamalla manuaalisesti pyöreä, pinta-alaltaan noin 700 mm^2 ROI jokaisen kuvauksen keskimmäiselle leikkeelle PACS-järjestelmän työkaluilla (kuva 16).



Kuva 16: Esimerkkikuva HU-arvojen määrittämisessä tehdyistä ROI-mittauksista. Jokaisen ROI:n pinta-ala on noin 700 mm^2 . Tässä työssä esitetyt HU-arvot ovat fantomin keskipisteestä mitattuja.

Kumulatiivisen putkivirran arvot määritettiin aikasemmin käytössä olleen MATLAB-ohjelman (MathWorks, versio R2017a) avulla. Ohjelmaan syötettiin kunkin mittausteen kuvapakan metatiedot sisältävä tiedosto (*engl.* digital imaging and communications in medicine, DICOM), joista ohjelma poimii jokaisen leikkeen mA-arvon.

4 Tulokset

4.1 Keskityksen ja paikannuskuvan vaikutus annokseen

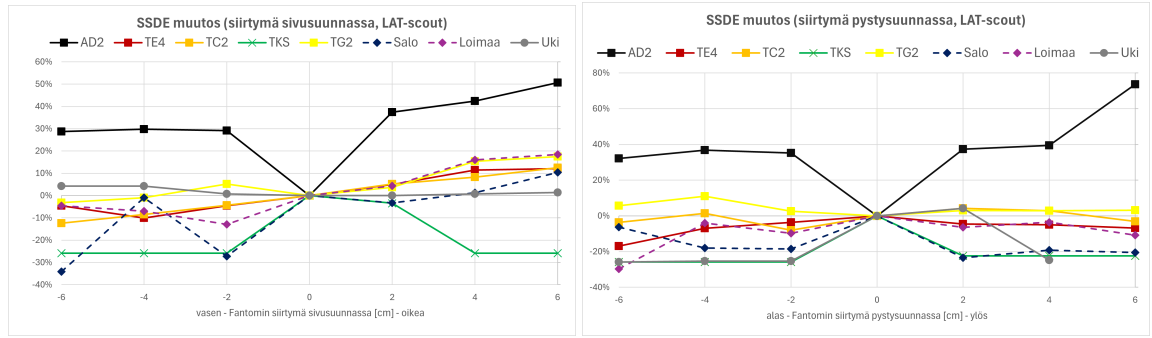
Kuvan 17 kuvaajiin on koottu SSDE-arvojen muutokset CIRS-fantomilla tehdyissä mittauksissa. Muutos on suhteessa LAT-paikannuskuvalla isosentrissä saatuun SSDE-arvoon. Kuvaajissa positiivinen x-akselin suunta on siirtymä oikealla/ylös. Mittauksissa ilmenneitä poikkeamia käsitellään kappaleessa 5. Kuvaajista puuttuu sädehoidon (SH) TT-laite, koska sille ei saatu määritettyä f -kertoimen arvoja. Käytettäessä LAT-paikannuskuvaa fantomin sivuttaissuuntaisessa siirtymässä (17

(a)) havaitaan yleisesti SSDE-arvojen kasvua siirryttäessä isosentristä oikealle. Vastaavasti siirryttäessä isosentristä vasemmalle havaitaan SSDE-arvojen pientyminen. PA-paikannuskuvaa käytettäessä SSDE-arvot kasvavat merkittävästi verrattuna LAT-paikannuskuvaan (17 (c)), mutta pysyvät melko vakaina sivuttaissuuntaisen siirtymän funktiona. Poikkeuksena ovat TE4- ja TC2-mittapisteet, joissa muutokset LAT-paikannuskuvaan verrattuna ovat vähäisiä.

Fantomin pystysuuntaisessa siirtymässä SSDE-arvoissa havaitaan vain vähäisiä muutoksia käytettäessä LAT-paikannuskuvaa (17 (b)), poikkeuksena jälleen AD2 mittapiste. PA-paikannuskuvaa käytettäessä SSDE-arvot ovat yleisesti huomattavasti suurempia kuin LAT-paikannuskuvalla (17 (d)). Ylöspäin siirryttäessä havaitaan kuitenkin joissakin mittapisteissä SSDE-arvojen pientyminen. LAT-paikannuskuvaan verrattuna SSDE-arvot ovat tästä huolimatta pääosin suurempia. Kuvan 19 kuvaajaan (b) on koottu kaikkien laitteiden CIRS-fantomilla mitatut SSDE-arvot isosentrissä. Arvojen laskennassa on huomioitu pitchin vaikutus yhtälön 13 mukaisesti.

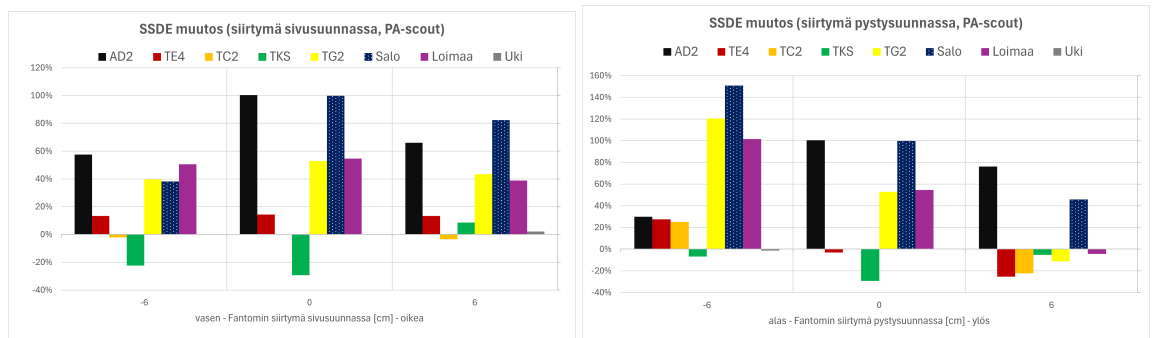
Kuvan 18 kuvaajiin on koottu $CTDI_{vol}$ -arvojen muutokset CIRS-fantomilla tehdyissä mittauksissa. Fantomin sivuttaissuuntaisessa siirtymässä havaitaan $CTDI_{vol}$ -arvojen kasvu siirryttäessä oikealle ja pientyminen siirryttäessä vasemmalle, kun käytössä on LAT-paikannuskuva (18 (a)). PA-paikannuskuvaa käytettäessä (18 (c)) $CTDI_{vol}$ -arvot kasvavat pääasiassa selvästi verrattuna LAT-paikannuskuvaan, mutta pysyvät melko vakaina sivuttaissuuntaisen siirtymän funktiona. Poikkeuksena on TKS-mittapiste, jossa havaitaan $CTDI_{vol}$ -arvojen pientyminen isosentrissä ja vasemmalle siirryttäessä.

Pystysuuntaisessa siirtymässä $CTDI_{vol}$ -arvojen muutokset ovat pääosin vähäisiä käytettäessä LAT-paikannuskuvaa (18 (b)). Tuloksista selvästi poikkeavat Salon ja TKS:n mittapisteet. PA-paikannuskuvaa käytettäessä (18 (d)) havaitaan selvä $CTDI_{vol}$ -arvojen pientyminen siirryttäessä ylöspäin ja kasvu siirryttäessä alaspäin isosentristä. Pääosin $CTDI_{vol}$ -arvot kasvavat verrattuna LAT-paikannuskuvaan,



(a)

(b)

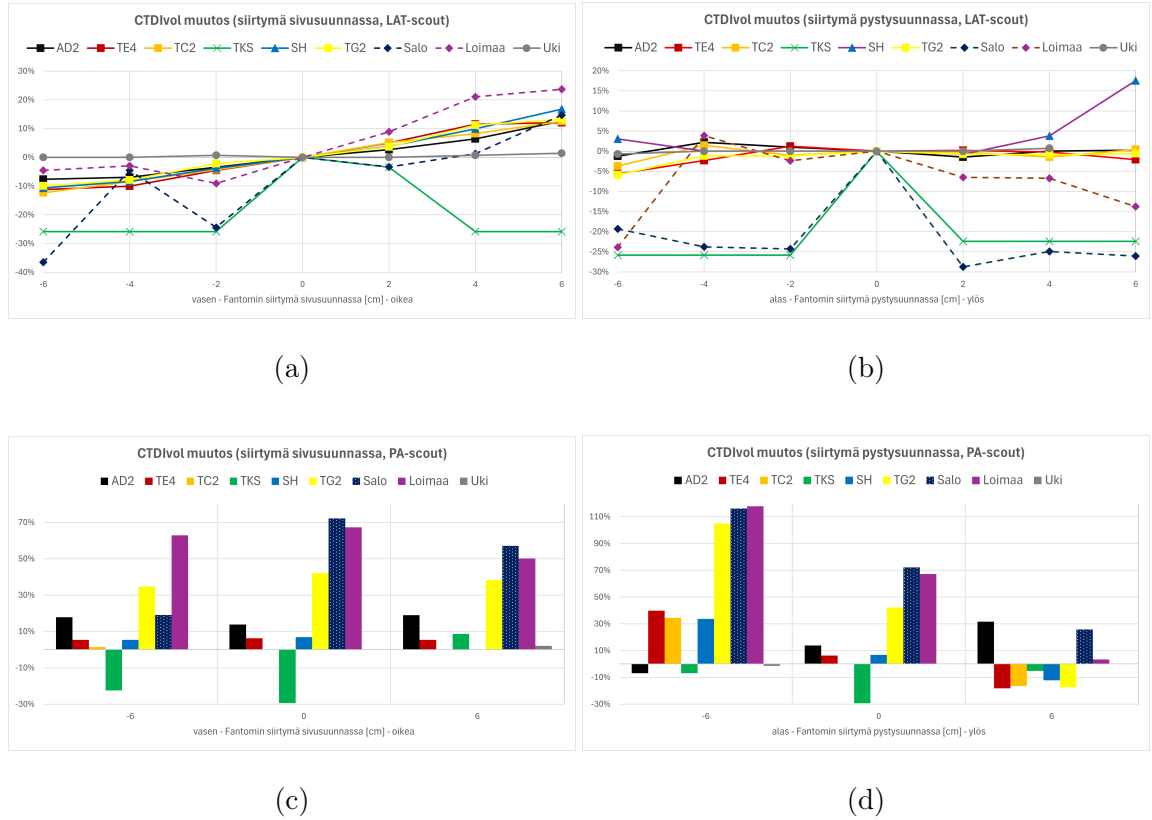


(c)

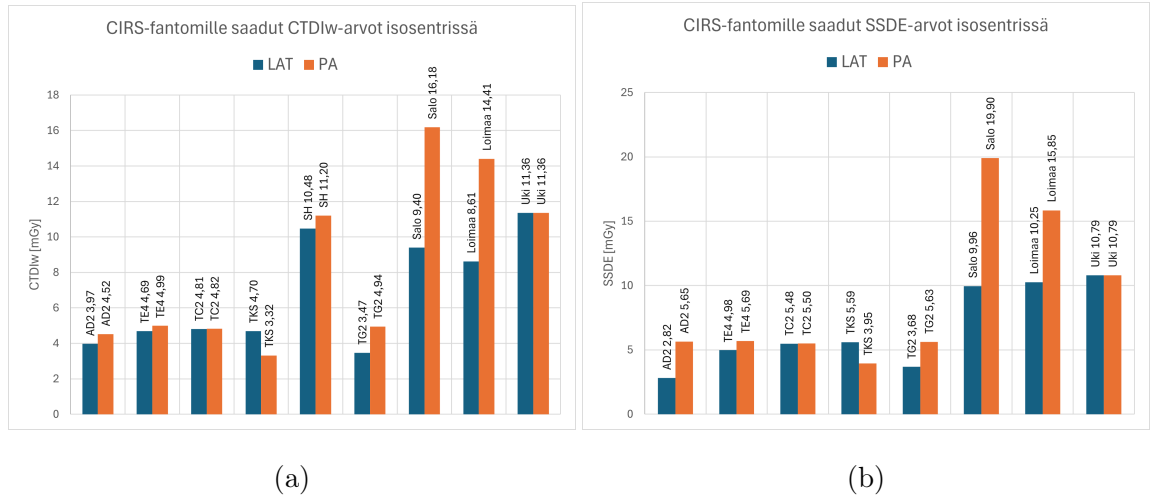
(d)

Kuva 17: CIRS-fantomilla määritettyjen SSDE-arvojen muutokset verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrin SSDE arvoon: (a) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (b) fantomin pystysuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (c) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva sekä (d) fantomin pystysuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva.

mutta ylöspäin siirryttäessä havaitaan joissakin tapauksissa arvon pienentyminen. Kuvan 19 kuvaajaan (a) on koottu kaikkien laitteiden CIRS-fantomilla mitatut $CTDI_w$ -arvot isosentrissä. Yhtälöstä 13 ratkaistu $CTDI_w$ -arvo huomioi pitchin vaikutuksen, joka ei ollut sama kaikilla TT-laitteilla. Näin saadaan vertailukelpoisempi suure laitteiden keskinäiseen vertailuun.



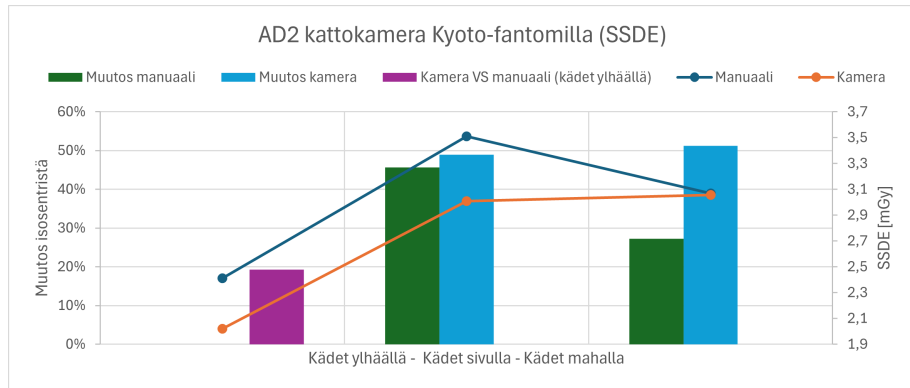
Kuva 18: CIRS-fantomilla määritettyjen CTDI_{vol}-arvojen muutokset verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrin CTDI_{vol} arvoon: (a) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (b) fantomin pystysuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (c) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva sekä (d) fantomin pystysuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva.



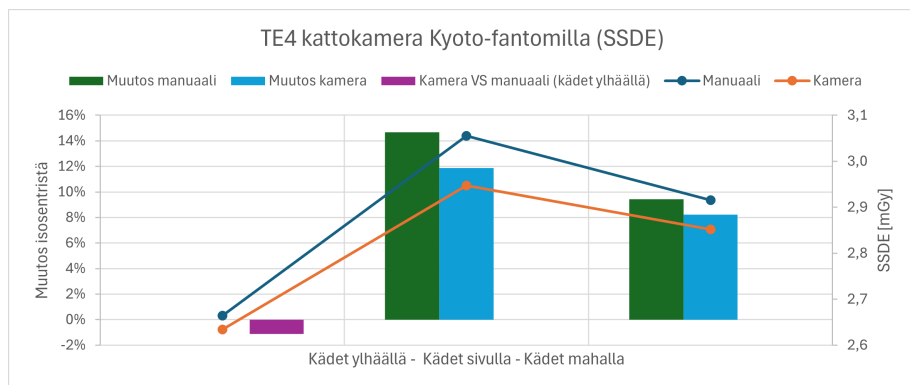
Kuva 19: Työssä käytetyillä laitteilla CIRS-fantomille mitatut (a) CTDI_w ja (b) SSDE-arvot isosentrissä sekä paikannuskuvan suunnan vaikutus mitattuihin arvoihin.

4.2 Kattokamera-avusteisen asettelun vaikutus annokseen

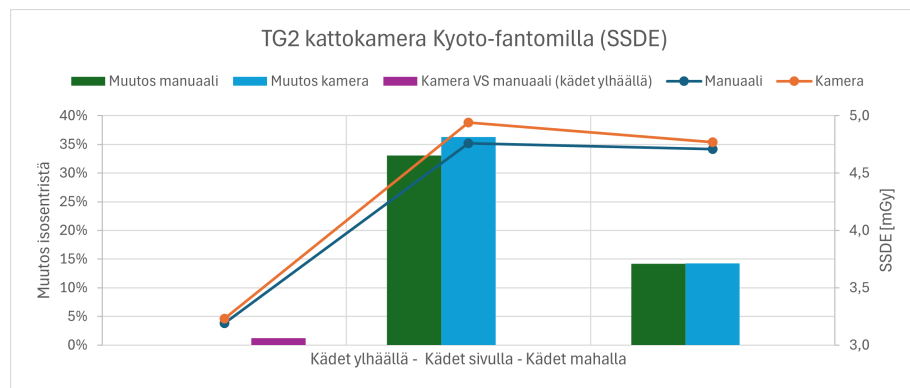
Kattokamera-avusteisen asettelun vaikutusta potilasannokseen tutkittiin Kyoto -fantomilla niillä TT-laitteilla, joissa kattokamera oli käytössä. Kuvien 20–29 kuvaajiin on koottu kaikilla laitteilla mitatut SSDE- ja CTDI_{vol}-arvot fantomin asennon funktiona. Kuvaajien viivadiagrammit esittävät mitatut SSDE- ja CTDI_{vol}-arvot (mGy), kun taas pylväsdigrammit kuvaavat arvojen suhteellista muutosta verrattuna optimaaliseen kuvantamisasentoon (käden pään yläpuolella). Ensimmäinen pylväsdigrammi esittää arvojen muutoksen optimaalisessa kuvantamisasennossa verrattuna kattokameran avulla tehtyyn asetteluun. Salon TT-laitteella DoseWatch ei pystynyt arvioimaan fantomin AP-pituutta fantomin käsien ollessa vatsalla (manuaaliasettelu), joten yhtälön 18 mukaista efektiivistä halkaisijaa ei pystytty määrittämään. Täten myöskään SSDE-arvon laskemiseen tarvittavaa korjauskerrointa f ei pystytty määrittämään, minkä takia kuvan 23 kuvaajasta puuttuu mittapiste.



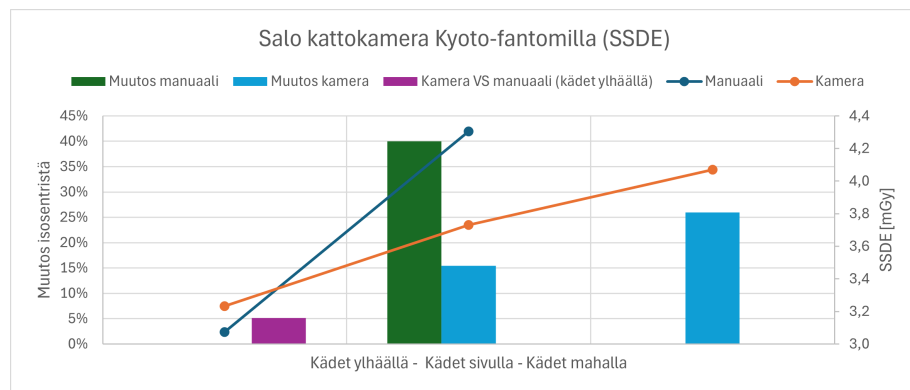
Kuva 20: Tyks:n AD2-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelu SSDE-arvojen vertailu eri potilasfantomien kuvantamisasennoilla. Pylväsdiagrammit kuvaavat arvojen suhteellista muutosta verrattuna optimaaliseen kuvantamisasentoon (kädet pään yläpuolella).



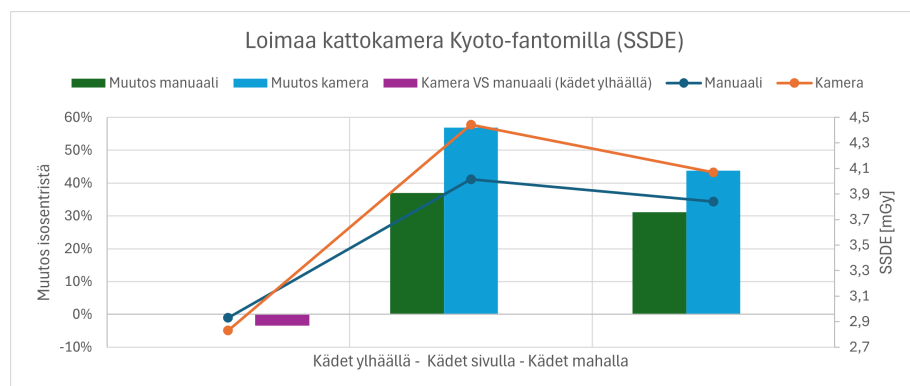
Kuva 21: Tyks:n TE4-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelu SSDE-arvojen vertailu eri potilasfantomien kuvantamisasennoilla.



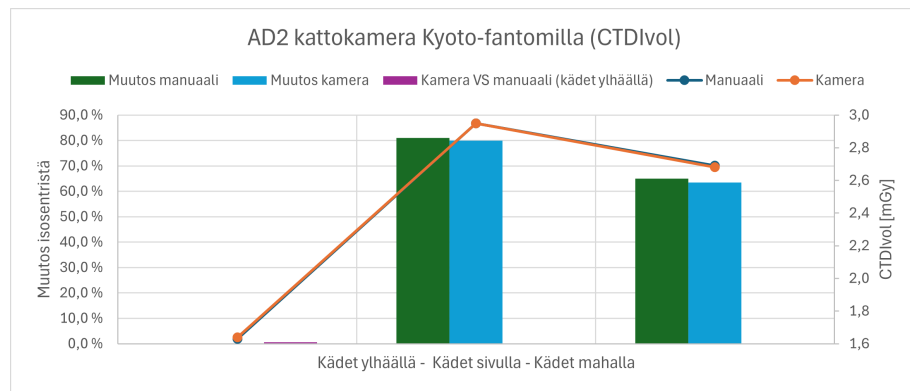
Kuva 22: Tyks:n TG2-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelu SSDE-arvojen vertailu eri potilasfantomien kuvantamisasennoilla.



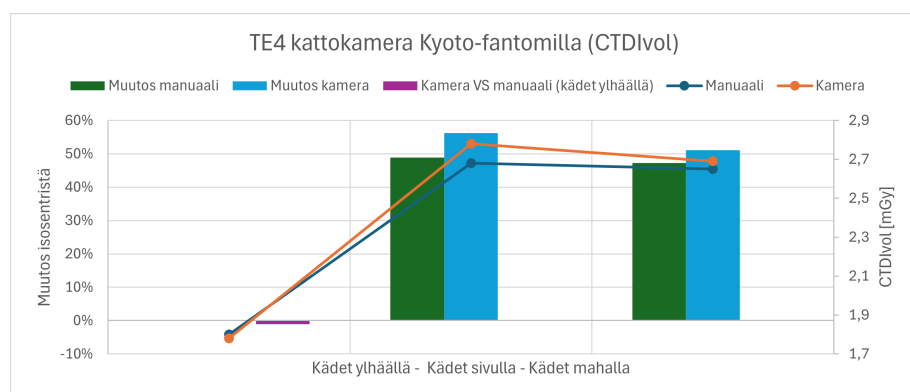
Kuva 23: Salon sairaalan röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelu SSDE-arvojen vertailu eri potilasfantomien kuvantamisasennoilla. Kädet mahalla (manuaali asettelu) SSDE-arvoja ei saatu DoseWatch-raportista.



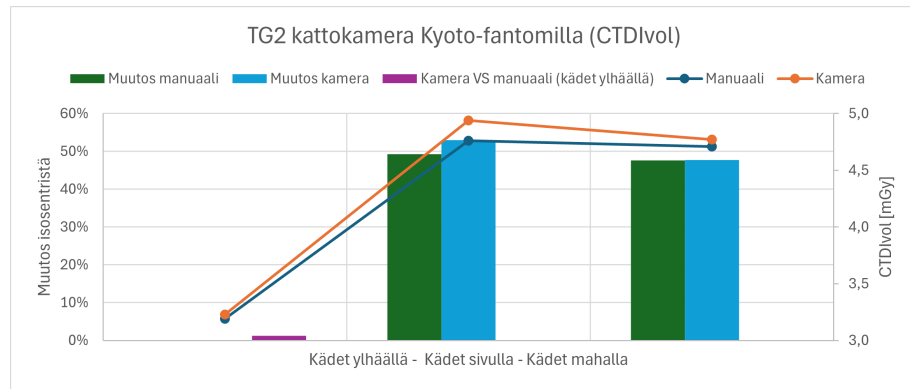
Kuva 24: Loimaan sairaalan röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelu SSDE-arvojen vertailu eri potilasfantomien kuvantamisasennoilla.



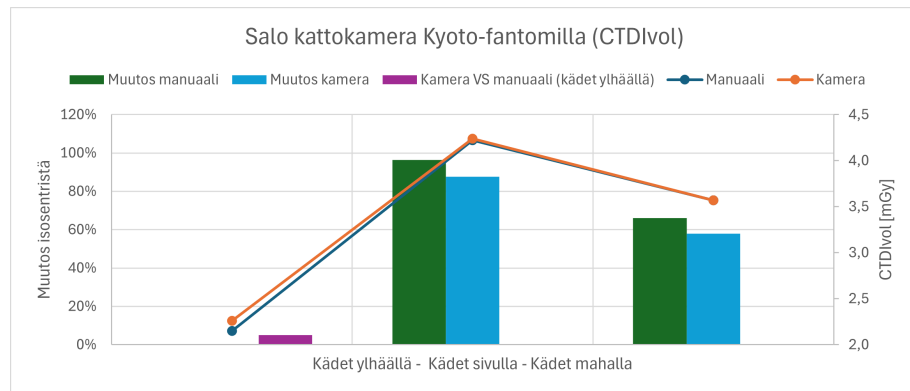
Kuva 25: Tyks:n AD2-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelun $CTDI_{vol}$ -arvojen vertailu eri potilasfantomin kuvantamisasennoilla. Mittauksissa suoritettiin ensin kattokamera-avusteinen asettelu ja vasta sen jälkeen hoitajan asettelu, mikä selittää arvojen minimaalisen eroavaisuuden. Muissa mittauksissa hoitaja asetteli ensin, jonka jälkeen tehtiin kattokamera-avusteinen asettelu.



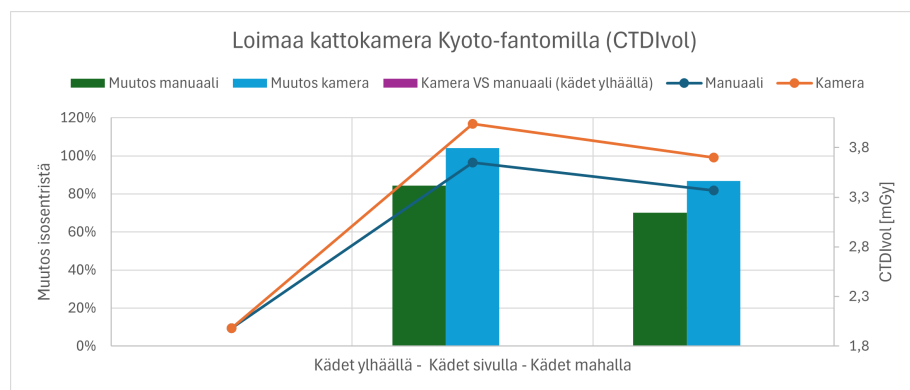
Kuva 26: Tyks:n TE4-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelun $CTDI_{vol}$ -arvojen vertailu eri potilasfantomin kuvantamisasennoilla.



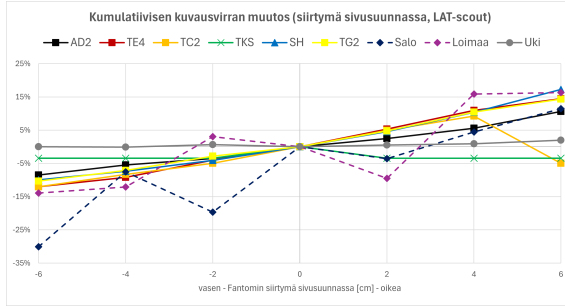
Kuva 27: Tyks:n TG2-röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelun $CTDI_{vol}$ -arvojen vertailu eri potilasfantomin kuvantamisasennoilla.



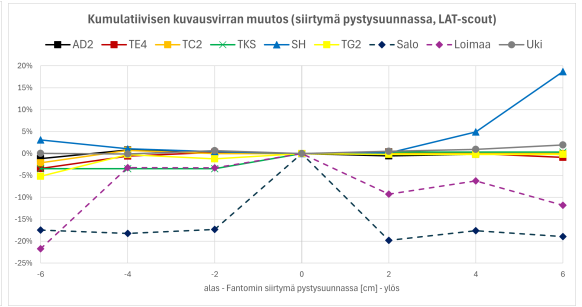
Kuva 28: Salon sairaalan röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelun $CTDI_{vol}$ -arvojen vertailu eri potilasfantomin kuvantamisasennoilla.



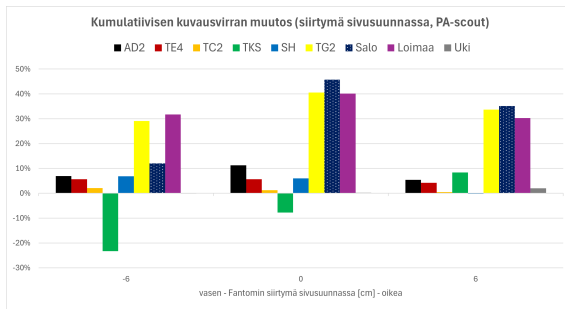
Kuva 29: Loimaan sairaalan röntgenissä Kyoto-fantomilla tehty kattokamera ja hoitajan asettelun $CTDI_{vol}$ -arvojen vertailu eri potilasfantomin kuvantamisasennoilla.



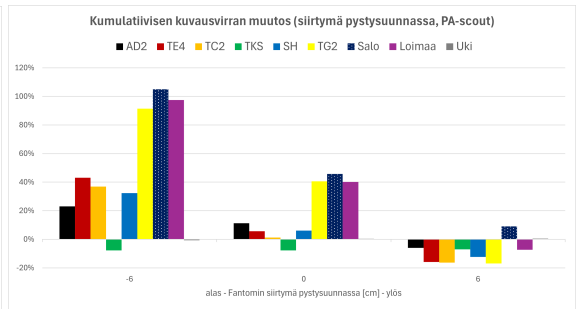
(a)



(b)



(c)



(d)

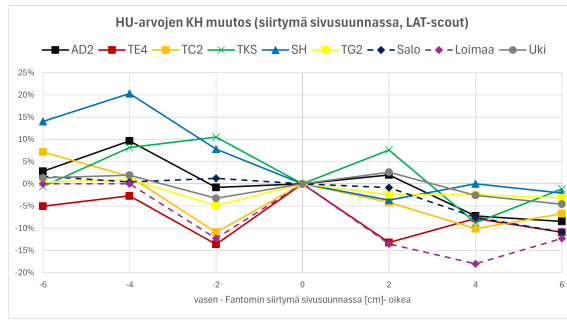
Kuva 30: CIRS-fantomilla määritetyt kumulatiivisen virran muutokset verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrin kumulatiiviseen virtaan: (a) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (b) fantomin pystysuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (c) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva sekä (d) fantomin pystysuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva.

4.3 Kumulatiivinen virta

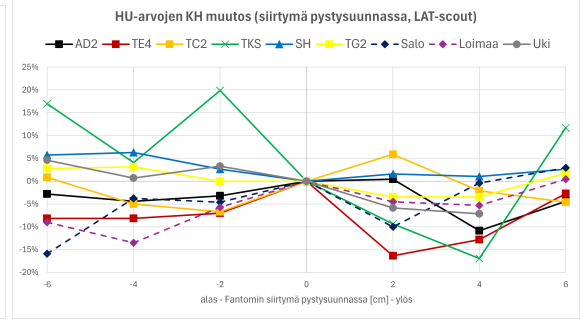
Kuvan 30 kuvaajissa on esitetty kumulatiivisen putkivirran muutos suhteessa isosentriin. LAT-paikannuskuvaa käytettäessä fantomin sivuttaissuuntaisessa siirtymässä havaitaan kumulatiivisen virran kasvu siirryttäessä isosentristä oikealle sekä vastaavasti pienentyminen siirryttäessä vasemmalle (30 (a)). PA-paikannuskuvaa käytettäessä kumulatiivinen virta kasvaa pääasiassa verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrissä mitattuihin arvoihin (30 (c)). Poikkeuksena on TKS-mittapisteen vasemmalle siirto sekä isosentrin mittapistet, joissa havaitaan kumulatiivisen virran pienentyminen. Fantomin pystysuuntaisessa siirtymässä kumulatiivisen virran muutokset ovat pääosin vähäisiä käytettäessä LAT-paikannuskuvaa (30 (b)), poikkeuksena Salon ja Loimaan mittapistet. PA-paikannuskuvaa käytettäessä (30 (d)) havaitaan kumulatiivisen virran kasvua isosentrissä ja oikealle siirryttäessä, kun taas ylöspäin siirryttäessä kumulatiivinen virta pienenee noin 20 % verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrissä mitattuihin arvoihin.

4.4 Kuvanlaatu

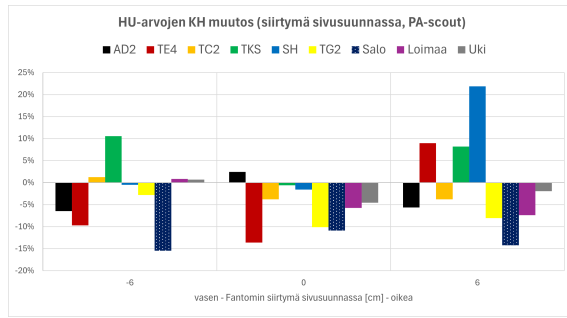
Kuvan 31 kuvaajassa on esitetty fantomin keskeltä mitattujen HU-arvojen keskihajonnan (KH) muutos suhteessa isosentrissä mitattuun HU-arvon keskihajontaan. HU-arvot on määritetty kuvan 16 keskimmäisestä ROI-alueesta. Tuloksista havaitaan jopa 20 % muutos kuvan kohinassa. Tässä työssä ei tarkastella kuvassa 16 esitettyjen muiden ROI-alueiden HU-arvoja.



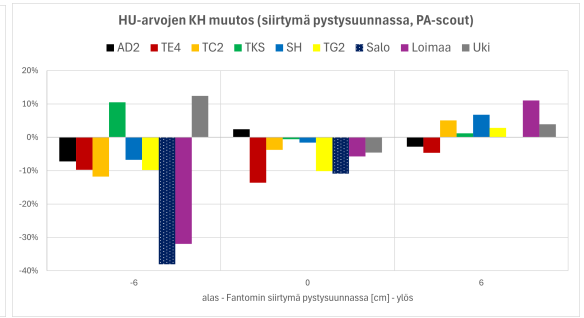
(a)



(b)



(c)



(d)

Kuva 31: CIRS-fantomilla määritetyt fantomin keskipisteen HU-arvojen keskihajonnan muutokset verrattuna LAT-paikannuskuvan isosentrin HU-arvojen keskihajonintaan: (a) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (b) fantomin pystysuuntainen siirto ja LAT-paikannuskuva, (c) fantomin sivuttaissuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva sekä (d) fantomin pystysuuntainen siirto ja PA-paikannuskuva.

5 Pohdinta

Mittauksissa havaittiin CIRS-fantomilla mitattujen $CTDI_{vol}$ - ja SSDE-arvojen muuttuvan keskenään samalla tavalla, sillä SSDE määritetään $CTDI_{vol}$ -arvojen perusteella. Paikannuskuvan suunnalla todettiin olevan selvä vaikutus mitattuihin arvoihin: PA-paikannuskuvaa käytettäessä sekä $CTDI_{vol}$ - että SSDE-arvot olivat johdonmukaisesti suurempia kuin LAT-paikannuskuvalla. LAT-paikannuskuvaa käytettäessä fantomin sivuttaissuuntainen siirtymä vaikutti voimakkaasti arvoihin siten, että siirtyminen kohti röntgenputkea kasvatti arvoja ja poispäin siirtyminen pienensi niitä, kun taas pystysuuntaisella siirtymällä havaittiin olevan vähäinen vaikutus. Vastaavasti PA-paikannuskuvaa käytettäessä pystysuuntainen siirtymä aiheutti huomattavan muutoksen arvoissa, erityisesti siirryttäessä kohti röntgenputkea. Lisäksi havaittiin röntgenputken virran kasvun vähentävän kuvan kohinaa odotetusti. Kattokamera-avusteisen potilasasettelun osalta tulokset osoittivat potilasannoksen olleen odotetusti pienin optimaalisessa kuvausasennossa, jossa kattokameran käyttö johti pääsääntöisesti pienempiin annoksiin. Muissa asennoissa $CTDI_{vol}$ -arvot olivat kuitenkin korkeampia kattokamera-asettelulla. SSDE-arvoissa havaittiin pääsääntöisesti arvojen pienentyvän kattokameraa hyödynnettäessä, vaikka kahdella laitteella todettiin poikkeavasti arvojen kasvua.

5.1 Potilaskeskitys ja paikannuskuvat

Käytettäessä LAT-paikannuskuvia, havaittiin selvää $CTDI_{vol}$ - ja SSDE-arvojen kasvua fantomin siirtyessä isosentristä oikealle sekä selvää arvojen laskua siirryttäessä isosentristä vasemmalle. Mittauksissa käytettiin LAT-paikannuskuvassa 90° röntgenputken asentoa eli röntgenputki oli TT-laitteen edestä katsottuna oikealla. Fantomin liikkuessa kohti röntgenputkea (oikealle) tapahtuu yhtälön 5 mukaisesti kuvattavan kohteen suurentumista. Tällöin myös $CTDI_{vol}$ - sekä SSDE-arvot kasvavat, sillä ne määritetään paikannuskuvasta saatavan datan avulla. Sivuttaissuuntainen

keskitysvirhe vaikuttaa potilasannokseen selvästi jo suhteellisen pienillä siirtymillä, sillä ± 6 cm siirroilla havaittiin keskimäärin noin 10 % annoksen muutos, mikä tukee aikaisempien tutkimusten tuloksia [35]. Fantomin pystysuuntaisessa siirrosta ei havaittu vastaavaa selkeää annoksen muutosta, vaan muutokset pysyivät pääsääntöisesti alle 10 %.

Käytettäessä PA-paikannuskuvia, $CTDI_{vol}$ - ja SSDE-arvojen kasvua havaittiin fantomin siirtyessä isosentristä alaspäin ja arvojen laskua siirryttäessä isosentristä ylöspäin. PA-paikannuskuvassa röntgenputki on ala-asennossa eli 180° . Täten alaspäin siirryttäessä siirrytään kohti röntgenputkea, ja vaikutus on vastaavanlainen kuin LAT-paikannuskuvien tapauksessa siirryttäessä oikealle kohti röntgenputkea. Fantomin sivuttaissuuntaisella siirtymällä ei tulosten perusteella ole merkittävää vaikutusta annoksen muutokseen. Verrattaessa LAT-paikannuskuvien $CTDI_{vol}$ - ja SSDE-arvoihin, PA-paikannuskuvaa käytettäessä arvot ovat huomattavasti suuremmat. Jo isosentrissä $CTDI_{vol}$ -arvot ovat jopa 80 % korkeammat ja SSDE-arvot jopa 100 % korkeammat. Fantomin siirtyessä 6 cm alaspäin isosentristä SSDE-arvot ovat jopa 151 % korkeammat ja $CTDI_{vol}$ -arvot jopa 118 % korkeammat kuin LAT-paikannuskuvan isosentrissä. Arvojen kasvu viittaa siihen, että paikannuskuvan suunnalla on keskeinen vaikutus potilasannoksen suuruuteen, mikä tukee aikaisempien tutkimusten tuloksia [36]. PA-paikannuskuvien käytössä on kuitenkin otettava huomioon TT-pöydän vaikutus annokseen, sillä se sijaitsee keskellä kuva-aluetta. LAT-paikannuskuvaa käytettäessä pöytä jää isosentrissä kuvattaessa kuva-alueen alareunaan, jos näkyy ollenkaan.

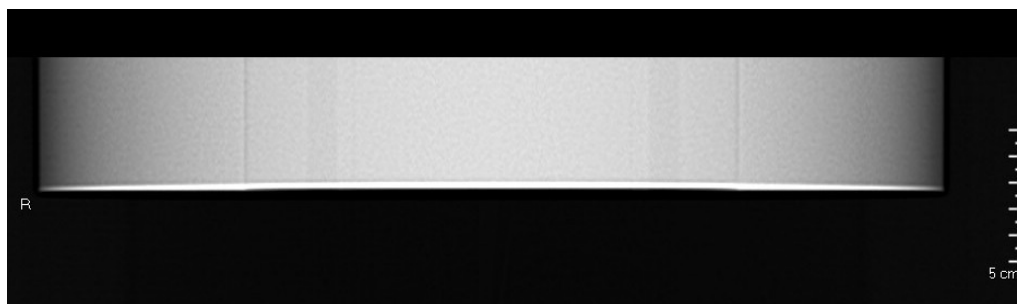
Retrospektiivisesti tehtyjen kliinisten TT-tutkimusten arvioinneissa on todettu yli 1 cm poikkeamien isosentristä olevan varsin todennäköisiä [37]. Varsinkin potilaan asettelussa korkeussuunnassa on todettu olevan paljon vaihtelua [5]. Pystysuuntainen keskitysvirhe on käytännön työssä yleinen esimerkiksi potilaan koon takia. Tulokset viittaavat, että kliinisissä TT-tutkimuksissa PA-paikannuskuvan käyt-

töön liittyy suurempi riski potilasannoksen kasvuun, eteenkin tilanteissa, joissa potilaan keskitys ei ole optimaalinen. Tämä selittyy paikannuskuvan projektiogeometrialla ja ATCM:n toiminnalla: potilaan siirtyessä lähemmäs röntgenputkea hänen projektionsa suurenee paikannuskuvassa, jolloin järjestelmä arvioi vaimennuksen todellista suuremmaksi ja kasvattaa putkivirtaa kuvanlaadun ylläpitämiseksi. PA-paikannuskuvassa pystysuuntainen siirtymä vaikuttaa erityisen voimakkaasti projektion kokoon, mikä voi johtaa tarpeettoman korkeisiin $CTDI_{vol}$ - ja SSDE-arvoihin. Näin ollen PA-paikannuskuvan käyttö kliinisessä tutkimuksessa edellyttää erityistä huolellisuutta potilaan keskityksessä. Vaihtoehtoisesti LAT-paikannuskuvaa tulisi suosia tilanteissa, joissa keskityksen tarkkuudessa on epävarmuutta.

Tulokset korostavat potilaan keskityksen merkitystä ATCM-järjestelmän toiminnan kannalta, mikä on linjassa aiempien tutkimusten kanssa [6, 38]. Keskitysvirhe vaikuttaa paikannuskuvasta johdettuihin potilaan dimensioihin ja siten ATCM-järjestelmän toimintaan, mikä heijastuu suoraan sekä potilasannokseen että kuvanlaatuun. Kuvien 30 ja 31 kuvaajissa havaittu röntgenputken virran ja kohinan välinen riippuvuus osoittaa odotetusti, että putkivirran kasvu pienentää kuvan kohinaa. Tämä johtuu siitä, että putkivirran kasvaessa myös detektorille saapuvien fotonien määrä lisääntyy, jolloin kvanttikohinan suhteellinen osuus pienenee ja kuvan rekonstruktiossa on enemmän datapisteitä käytettävissä. Tulosten perusteella keskitysvirhe voi aiheuttaa jopa 20 % muutoksen kuvan kohinassa, mikä voi olla kliinisesti merkittävää ja vaikuttaa diagnostiseen luotettavuuteen erityisesti matalakonstrastisten rakenteiden arvioinnissa. Havainnot korostavat huolellisen potilaskeskityksen merkitystä optimaalisen kuvanlaadun ja mahdollisimman pienen säteilyannoksen välisen tasapainon saavuttamisessa.

5.2 Kattokamera-avusteinen potilasasettelu

Kattokameran toiminnan arvioinnissa on havaittavissa selkeä kaavamaisuus kuvien 20–29 kuvaajissa. Odotetusti optimaalisessa kuvausasennossa (kädet ylhäällä) potilaan annos on pienin kaikilla TT-laitteilla. Optimaalisessa kuvausasennossa kattokamera-avusteinen potilaan asettelu johti pääsääntöisesti pienempiin potilasannoksiin, mikä tukee aikaisempia tutkimuksia [39, 40]. Suurin ero potilaan annoksissa havaittiin, kun potilaan kädet oli aseteltu sivuille. Tässä asennossa myös potilaan annos oli selvästi korkeampi verrattuna muihin asentoihin. Lisäksi kattokamera-avusteisella potilaan asettelulla annosta ilmaiseva indeksi $CTDI_{vol}$ oli lähes kaikilla TT-laitteilla suurempi kuin ilman kattokamera-avusteista asettelua. Kun potilaan kädet on aseteltu sivuille, lateraalinen leveys kasvaa ja lisäksi säteilytettävälle alueelle tulee käsien luiset eli paljon absorboivat kohteet. Tällöin ATCM kasvattaa röntgenputken virtaa ja potilaan säteilyannos kasvaa. Tutkimuksen tulosten perusteella voidaan todeta kattokamera-avusteisen potilaan asettelun vaikuttavan joko neutraalisti tai vähentävästi potilasannokseen, mikäli potilaan kuvantamisasento on optimaalinen. Optimaalinen kuvantamisasento on kuitenkin liikkuvuusrajoitteisille potilaille, kuten iäkkäille tai ylipainoisille, usein haastava. Tällöin potilaan kädet asetetaan usein sivuille, mikä tutkimusten mukaan lisää selvästi kuvantamisesta aiheutuvaa säteilyannosta sekä saattaa aiheuttaa tarpeetonta lisäännosta käytettäessä kattokamera-avusteista potilaan asettelua. Aikaisemmissa tutkimuksissa on todettu kattokamera-avusteisen potilasasettelun nopeuttavan selvästi potilaan asetteluun kuluva aikaa, kasvattaen TT-laitteen käyttötehokkuutta [39, 40]. Työnkulun nopeutuminen ja keskityksen parantuminen tukee kattokamera-avusteisen asettelun hyödyntämistä osana TT-kuvantamisprosessia tilanteissa, missä potilas kykenee vatsan alueen TT-kuvauksissa nostamaan kädet ensisijaisen potilasasettelun mukaisesti päänsä yläpuolelle, pois primääristä säteilykeilasta.



Kuva 32: Tyks:n AD2-röntgenissä otettu CIRS-fantomin PA-paikannuskuva isosentrikeskityksestä. Mitta-asteikosta huomataan, että fantomista näkyy vain noin puolet (5 cm).

5.3 Laitevalmistajat ja -mallit

Laitekohtaiset homogeenisella CIRS-fantomilla isosentrissä mitatut CTDI_w - ja SSDE-arvojen tulokset kuvan 19 kuvaajissa osoittavat, että paikannuskuvan suunnan lisäksi myös TT-laitteen valmistajalla ja mallilla on ilmeinen vaikutus potilasannokseen, mikä on linjassa aiempien tutkimusten kanssa [41]. Pienimmät potilasannokset (noin 4 mGy) mitattiin GE:n Revolution Apex -perheen laitteilla (AD2, TE4, TC2 ja TG2) ja suurimmat potilasannokset (yli 14 mGy) GE:n Revolution Ascend -laitteilla (Salo ja Loimaa). Erot potilasannoksissa viittaavat siihen, että eri laitteiden ATCM-algoritmit ja paikannuskuvan käsittelytavat eroavat toisistaan. Myös eri laitteilla käytettävien kuvausprotokollien optimoinneissa saattaa olla eroja.

5.4 Tulosten poikkeamat

SSDE-arvoissa nähdään selkeä poikkeama AD2:n TT-laitteella. Isosentrissä mitattu SSDE-arvo on selvästi pienempi kuin isosentrissä poispäin siirryttäessä, eikä mittapisteet noudata yleistä trendiä. Kyseisen laitteen mittaukset olivat pilottimitauksia, joissa mittausprotokollan toimivuutta testattiin. Mittausdatasta käy ilmi, että kyseiselle laitteelle näissä mittauksissa laskettu isosentrin f -arvo on 0,71, mikä on selvästi muita mittapisteitä pienempi. Käytännössä tämä tarkoittaa sitä, että

ATCM käsittelee kohdetta suhteessa suurempana, kuin miten se muissa saman laitteen mittapisteissä on arvioitu. Tarkasteltaessa mittauksissa otettua ensimmäistä paikannuskuvaa (PA) havaittiin sen sisältävän vain osan fantomista (ks. kuva 32).

Kuvan 18 kuvaajasta (b) nähdään Salon ja TKS:n TT-laitteiden $CTDI_{vol}$ -arvojen poikkeavan selvästi yleisestä trendistä. Salon mittadatasta ei käy ilmi, miksi arvot poikkeavat muista mittauksista. Loimaalla on käytössä vastaavanlainen TT-laite, eivätkä Loimaan mittapisteet käyttäydy samalla tavalla. Loimaalla on kuitenkin käytössä uudempi ohjelmistoversio kuin Salossa, millä voi olla vaikutus ohjelmiston toimintaan. TKS:n mittadatasta käy ilmi, että isosentrin mittauksessa on käytetty muista mittapisteistä poikkeavaa protokollaa, mikä todennäköisesti vaikuttaa mittattuihin arvoihin. TKS:n TT-laite on tässä työssä tarkastelluista laitteista ainoa Canon-laitteisto, joten käytettävissä olevan aineiston perusteella ei voida päätellä, onko havaittu ilmiö valmistajakohtainen vai mittauksista johtuvan virheen tulos.

5.5 Jatkotutkimusmahdollisuudet

Tässä tutkimuksessa ei tarkasteltu paikannuskuvien suunnan vaikutusta potilasannokseen kattokamera-avusteisessa potilasasettelussa, joten aihetta voidaan käsitellä jatkotutkimuksissa. Erityisesti PA-paikannuskuvan vaikutus potilasannokseen kameraasettelussa voi tutkia ja verrata tuloksia tässä työssä esitettyihin havaintoihin. On todettava, että annosta kuvaava suure $CTDI_{vol}$ on luonteeltaan suhteellinen ja epätarkka käyttää annosoptimoinnissa. Kuvan 19 kuvaajan perusteella olisi perusteltua tutkia eri laitevalmistajien ja -mallien todellisia annoksia tarkemmin. Tämä tarkoittaisi esimerkiksi sitä, että arvioidaan fantomin elinannosten muutosta keskitysvirheen funktiona mittaamalla annoksia säteilykammiolla.

6 Yhteenveto

TT-tutkimuksessa potilaan asettelulla sekä käytetyn paikannuskuvan suunnalla on laitteen valmistajasta riippumatta vaikutus potilasannokseen ATCM:n toiminnan kautta. Vaikutuksen merkittävydessä on vaihtelua valmistajien välillä, mikä johtuu mahdollisesti erilaisista teknisistä toteutuksista. Potilaan asettelun ja paikannuskuvan vaikutukset ulottuvat potilasannoksesta myös kuvan laatuun ja sitä kautta diagnostiseen tarkkuuteen, mikä korostaa oikeanlaisen asettelun merkitystä TT-tutkimuksessa. Kattokameralla tehdyllä automaattisella kuvantamiskorkeuden keskityksellä ei havaittu olevan selvää potilasannosta vähentävää vaikutusta; päinvastoin potilasannos jopa kasvoi verrattuna hoitajan tekemään manuaaliseen keskitykseen.

Kiitokset

Tämän opinnäytetyön valmistumisen mahdollisti monet henkilöt. Kiitän ohjaajaa, sairaalafyysikko, FL Heli Larjavaa mahdollisuudesta osallistua fyysikon laatumittauksiin ja tehdä tämä opinnäytetyö sekä saamastani tuesta ja neuvoista työn aikana. Olen kiitollinen sairaalafyysikko, FT Eneh Chibuzorille opinnäytetyössä käytetystä MATLAB-ohjelmasta sekä otetuista tilannekuvista (kuva 14). Haluan esittää kiitokset mittauksiin osallistuneille sairaalafyysikoille FT Mikko Venäläinen, FT Hannelle Niiniviita, FT Jukka Järvinen ja FL Kalle Koskensalo. Lisäksi haluan erityisesti kiittää kaikkia mittauksiin osallistuneita röntgenhoitajia; teidän laitetuntemuksesta ja ammattitaidosta oli korvaamaton apu.

Tekoälyn käyttö tutkielmassa

Tässä tutkielmassa on käytetty ChatGPT-tekoälyä (OpenAI, käytetty 2026). Tekoälyä hyödynnettiin vaihtoehtoisten ilmaisumuotojen etsimisen, sisällön jäsentelyn sekä oikeakielisyyden tarkistamisen tukena.

Viitteet

- [1] STUK, Lääketieteelliset tutkimukset [online, viitattu 27.2.2026]. Saatavilla [www-muodossa <https://stuk.fi/laaketieteelliset-tutkimukset-ja-niista-aiheutuva-sateilyaltistus>](https://stuk.fi/laaketieteelliset-tutkimukset-ja-niista-aiheutuva-sateilyaltistus).
- [2] STUK, Säteilyn käyttö lääketieteessä [online, viitattu 11.4.2026]. Saatavilla [www-muodossa <https://stuk.fi/sateilyn-kaytto-laaketieteessa>](https://stuk.fi/sateilyn-kaytto-laaketieteessa).
- [3] J. R. Haaga, F. Miraldi, W. MacIntyre, J. P. LiPuma, P. J. Bryan ja E. Wiesen, *Radiology* **138**, 449 (1981).
- [4] M. Habibzadeh, M. Ay, A. K. Asl, H. Ghadiri ja H. Zaidi, *Physica Medica* **28**, 191 (2012).
- [5] T. Kaasalainen, K. Palmu, V. Reijonen ja M. Kortensniemi, *American Journal of Roentgenology* **203**, 123 (2014).
- [6] T. Kaasalainen, T. Mäkelä ja M. Kortensniemi, *European Journal of Radiology Open* **6**, 24 (2019).
- [7] J. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt ja J. M. Boone, *The essential physics of medical imaging*, 4th edition ed. (Wolters Kluwer Medical Philadelphia, 2021).
- [8] W. R. Hendee ja E. R. Ritenour, *Medical Imaging Physics*, 1 ed. (Wiley, 2002).
- [9] Lawrence Berkeley National Laboratory, X-Ray Data Booklet [online, viitattu 6.4.2026]. Saatavilla [www-muodossa <https://xdb.lbl.gov/>](https://xdb.lbl.gov/).
- [10] STUK, *Säteily- ja ydinturvallisuus: Säteilyn käyttö* (Säteilyturvakeskus, 2004).
- [11] Radiopedia, Energy spectrum of tungsten anode at 80kVp and 100 kVp [online, viitattu 6.4.2026]. Saatavilla [www-muodossa <https://radiopaedia.org/cases/energy-spectrum-of-tungsten-anode-at-80kvp-and-100-kvp>](https://radiopaedia.org/cases/energy-spectrum-of-tungsten-anode-at-80kvp-and-100-kvp).
- [12] IAEA, *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, Non-serial Publication (IAEAVienna, 2014).
- [13] STUK, *Säteilyturvakeskuksen määräys säteilylähteiden käytönaikaisesta säteilyturvallisuudesta ja säteilylähteiden ja käyttötilojen poistamisesta käytöstä*, määräys STUK S/5/2019 (2019).
- [14] A. Kiuru, *Lääketieteelliset kuvausmenetelmät: fysiikka ja tekniikka* (Gamma-Turku, 1984).
- [15] A. P. Breen ja J. A. Murphy, *Free Radical Biology and Medicine* **18**, 1033 (1995).
- [16] S. C. Bushong, *Radiologic science for technologists: physics, biology, and protection*, twelfth edition ed. (Elsevier St. Louis, 2021).

- [17] L. Walsh, R. Shore, A. Auvinen, T. Jung ja R. Wakeford, *Journal of Radiological Protection* **34**, E1 (2014).
- [18] Säteilylaki, 859/2018, Finlex.
- [19] L. W. Goldman, *Journal of Nuclear Medicine Technology* **35**, 213 (2007).
- [20] GE HealthCare, *AI-based Auto Positioning*, (2021).
- [21] N. Saltybaeva, A. Krauss ja H. Alkadhi, *Radiology* **282**, 842 (2017).
- [22] AAPM Task Group 23, *The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT*, AAPM raportti No. 96 (2008).
- [23] M. Söderberg ja M. Gunnarsson, *Acta Radiologica* **51**, 625 (2010).
- [24] L. W. Goldman, *Journal of Nuclear Medicine Technology* **35**, 115 (2007).
- [25] C. McLeavy, M. Chunara, R. Gravell, A. Rauf, A. Cushnie, C. Staley Talbot ja R. Hawkins, *Clinical Radiology* **76**, 407 (2021).
- [26] O. Ala-Mursula, *Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2024 : Terveysturvallisuuden valvontaraportti* (Säteilyturvakeskus, 2025).
- [27] M. Arfat, A. Haq, T. Beg ja G. Jaleel, *Future Health* **2**, 148 (2024).
- [28] C. H. Clement ja H. Ogino, *Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*, ICRP julkaisu 135 (2017).
- [29] W. Huda, *Radiology* **248**, 321 (2008).
- [30] P. D. Deak, Y. Smal ja W. A. Kalender, *Radiology* **257**, 158 (2010).
- [31] J. Boone, K. Strauss, D. Cody, C. McCollough, M. McNitt-Gray, T. Toth, M. Goske ja D. Frush, *Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations*, AAPM raportti No. 204, (2011).
- [32] CIRS Inc., *Multi-Energy CT QA Phantom (MECT), Model 662*, käyttöohje (2018).
- [33] Kyoto Kagaku Co., Ltd., *CT Whole Body Phantom PBU-60*, käyttöohje (2020).
- [34] CIRS Inc., *Multi-Energy CT QA Phantom (MECT), Model 662*, esite (2018).
- [35] H. Ou Hadda, M. Zerfaoui, K. Bahhous, M. Talbi, Y. Oulhouq, A. Rrhiousa, S. Didi ja D. Bakari, *Emergency Radiology* (2025).
- [36] Y. Al-Hayek, K. Spuur, R. Davidson, C. Hayre ja X. Zheng, *Journal of Imaging* **8**, 175 (2022).
- [37] I. Barreto, R. Lamoureux, C. Olguin, N. Quails, N. Correa, L. Rill ja M. Arreola, *Journal of Applied Clinical Medical Physics* **20**, 141 (2019).

- [38] K. Matsubara, K. Koshida, K. Ichikawa, M. Suzuki, T. Takata, T. Yamamoto ja O. Matsui, *American Journal of Roentgenology* **192**, 862 (2009).
- [39] Y. Gang, X. Chen, H. Li, H. Wang, J. Li, Y. Guo, J. Zeng, Q. Hu, J. Hu ja H. Xu, *European Radiology* **31**, 6049 (2021).
- [40] A. Ito, Y. Noda, N. Kawai, T. Kaga, T. Iwata, T. Miyoshi, S. Omata, Y. Takai, M. Asano, A. E. Elhelaly, H. Imai, H. Kato ja M. Matsuo, *European Journal of Radiology* **191**, 112324 (2025).
- [41] X. Zheng, L. Gutsche, Y. Al-Hayek, J. Stanton, W. Elshami ja K. Jensen, *Journal of Imaging* **7**, 235 (2021).